

TESIS DOCTORAL

Universidad Autónoma de Madrid

Facultad de Medicina

Departamento de Cirugía



**Predictibilidad de la Densidad Ósea Radiológica
(DOR) en la Determinación de las Propiedades
Micro-estructurales de los Huesos Maxilares en el
Sitio de Colocación de Implantes Dentales:
Análisis mediante Tomografía Computarizada (TC)
de Haz Cónico y Micro-TC.**

Raúl González García

Director: Florencio Monje Gil

Co-Director: José Cordero Ampuero

Año 2011

TÍTULO

Predictibilidad de la densidad ósea radiológica (DOR) en la determinación de las propiedades micro-estructurales de los huesos maxilares en el sitio de colocación de implantes dentales: Análisis mediante tomografía computarizada (TC) de haz cónico y micro-TC.

AUTOR

Raúl González García, Licenciado en Medicina, Universidad Autónoma de Madrid, Médico Especialista en Cirugía Oral y Maxilofacial.

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Florencio Monje Gil, Doctor en Medicina, Universidad de Badajoz; Médico Especialista en Cirugía Oral y Maxilofacial.

CO-DIRECTOR DE TESIS

Prof. José Cordero Ampuero, Doctor en Medicina, Universidad Autónoma de Madrid; Profesor Titular del Departamento de Cirugía, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Madrid.

DEPARTAMENTO

Departamento de Cirugía, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Madrid.

Febrero de 2011

AGRADECIMIENTOS (I)

A mí mujer Leticia, el amor de mi vida, por su cariño inmenso, su comprensión y su apoyo mientras he realizado esta tesis.

A mí padre, que ha sido, es y siempre será mi mejor amigo y mi verdadero guía y referente en la vida.

A mí madre, por haberme dado la vida y todo el amor del mundo.

AGRADECIMIENTOS (II)

Al Dr. Florencio Monje, Jefe de Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Infanta Cristina, por su amistad, ayuda y empuje en la realización de esta tesis doctoral, de la cual es director.

Al Prof. José Cordero Ampuero, traumatólogo del Hospital Universitario La Princesa y Profesor Titular del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la UAM, por su apoyo y co-dirección en la presentación de esta tesis doctoral.

A los doctores Luis Naval, Francisco Rodríguez, Jesús Sastre y José Luis Gíl-Díez, cirujanos maxilofaciales del Hospital Universitario de la Princesa, mis amigos, maestros y padres quirúrgicos.

Al Dr. Francisco Díaz González, Jefe del Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario de la Princesa, por su confianza en mí durante mis años de formación en su servicio.

A mis amigos de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Madrid, por tantos años de esfuerzo, vivencias y amistad verdadera.

A mis compañeros del Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Infanta Cristina, por nuestro quehacer y trabajo en equipo diarios.

A Humberto, facultativo del Servicio de Estadística del Hospital Infanta Cristina de Badajoz, por su asesoramiento en la presente tesis doctoral.

A la Fundación FEDICOM, por el soporte económico para la realización de las pruebas diagnósticas empleadas en el estudio.

A todo aquel del que he aprendido algo.

ÍNDICE

	Página
Agradecimientos.....	3
Índice.....	5
1. INTRODUCCIÓN.....	9
1.1.Introducción a la implantología dental.....	9
1.2.Fisiología ósea en implantología dental.....	12
1.3.Influencia de la densidad ósea en la tasa de éxito de los implantes dentales endoóseos.....	15
1.4.Estabilidad implantaria primaria y análisis de la frecuencia de resonancia (AFR).....	19
1.5.Tomografía Computarizada (TC) de haz cónico.....	21
1.6.Densidad Mineral Ósea y Densidad Ósea Radiológica (DOR).....	26
1.7.Estereolitografía y guías quirúrgicas en la colocación de implantes dentales endoóseos.....	27
1.8.Microtomografía computarizada (micro-TC) en la determinación de variables micro-estructurales óseas.....	32
1.9.Histomorfometría por medio de microscopía óptica y electrónica en la determinación de variables micro-estructurales óseas.....	37
2. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO.....	41
3. OBJETIVOS.....	43
4. HIPÓTESIS.....	44
5. MATERIALES Y MÉTODOS.....	47
5.1.Diseño del estudio.....	47
5.2.Pacientes e implantes dentales endoóseos.....	48

5.3. Método de análisis de la Densidad Ósea Radiológica por TC de haz cónico.....	50
5.4. Metodología quirúrgica y extracción de muestras.....	60
5.5. Método de análisis de variables micro-estructurales por micro-TC.....	67
5.6. Análisis histológico mediante microscopía óptica y electrónica. Espectroscopia de Energía Dispersiva (EDS) y Mapping de Calcio.....	76
5.7. Método fotográfico.....	82
5.8. Análisis estadístico.....	82
5.9. Soporte informático.....	84
6. RESULTADOS.....	85
6.1. Estadística descriptiva general.....	85
6.2. Densidad Ósea Radiológica (DOR).....	87
6.3. Análisis de la frecuencia de resonancia (AFR).....	91
6.4. DOR y AFR.....	91
6.5. Variables del estudio con micro-TC.....	92
6.6. DOR y variables del estudio con micro-TC.....	98
6.6.1. DOR y fracción volumétrica ósea (BV/TV).....	98
6.6.2. DOR y otras variables.....	100
6.7. Histomorfometría mediante microscopía óptica y electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM).....	104
6.7.1. Análisis mediante mapeo por EDS (“EDS-Mapping”).....	105
6.7.2. Valores del estudio histomorfométrico convencional.....	107
Figuras.....	111
Tablas.....	210
7. DISCUSIÓN.....	242

7.1. Consideraciones generales.....	242
7.2. Respecto de la utilización de la TC de haz cónico.....	254
7.3. Respecto de la utilización de guías o férulas quirúrgicas en la transferencia de la planificación de colocación de implantes dentales endoóseos.....	263
7.4. Respecto de la medición de la Densidad Ósea Radiológica (DOR) mediante TC de haz cónico.....	271
7.5. Respecto de la medición de la estabilidad implantaria primaria mediante AFR.....	285
7.5.1. Base del AFR en la medición de la estabilidad implantaria.....	285
7.5.2. Cambios en el AFR a lo largo del proceso de osteointegración.....	288
7.5.3. AFR y tipo de hueso.....	293
7.5.4. Correlación entre AFR y variables micro-estructurales óseas obtenidas por micro-TC.....	296
7.5.5. Aplicabilidad del AFR.....	301
7.6. Correlación entre DOR medida por TC de haz cónico y AFR.....	302
7.7. Respecto de la medición de las variables micro-estructurales óseas mediante micro-TC.....	308
7.7.1. Fiabilidad y precisión de la micro-TC en el estudio de biopsias óseas.....	311
7.7.2. Variables micro-estructurales obtenidas por micro-TC.....	318
7.8. Correlación entre DOR medida por TC de haz cónico y variables micro-estructurales óseas obtenidas por micro-TC.....	330
7.9. Respecto del análisis de variables micro-estructurales mediante histomorfometría por medio de microscopía óptica y ESEM.....	337

ÍNDICE

7.10.	Aportación del presente estudio: respecto de la predictibilidad global del análisis de la DOR mediante TC de haz cónico de modo preoperatorio.....	340
8.	CONCLUSIONES.....	344
9.	BIBLIOGRAFÍA.....	346
	Índice de figuras.....	363
	Índice de tablas.....	374
	Apéndice.....	377

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Introducción a la implantología dental

Los implantes dentales endoóseos constituyen una alternativa muy popular en la rehabilitación oral, desde la introducción del concepto de osteointegración por *Brånemark* en 1985. Los implantes dentales están compuestos típicamente de una aleación de titanio comercialmente puro Ti-6Al-4V. Los implantes dentales tienen forma de tornillo que se inserta en los hueso maxilares con el objeto de soportar estructuras substitutas de los dientes. La fijación correcta del metal dentro del hueso tiene una importancia crítica para que la supra-estructura pueda mantenerse y la prótesis pueda soportar las fuerzas de carga. Existen numerosas situaciones desafiantes en relación con la rehabilitación implantológica, y la capacidad de predecir el éxito en la osteointegración implantaria de modo pre-quirúrgico es del máximo interés para el cirujano oral y maxilofacial. Como resultado de la investigación continuada y del avance en las técnicas diagnósticas, diseño de los implantes, materiales y técnica quirúrgica, esta capacidad predictiva es cada vez mayor. En cualquier caso, de acuerdo con *Misch* (2009), son varios los factores cuya combinación ha provocado el incremento de la necesidad y uso de tratamientos relacionados con los implantes dentales: 1) el creciente envejecimiento de la población; 2) la pérdida de dientes en relación con la edad; 3) las consecuencias de los fracasos de las prótesis removibles; 4) las consecuencias anatómicas del edentulismo; 5) los pobres resultados de las prótesis removibles; 6) las consecuencias de las dentaduras parciales removibles; 7) los aspectos psicológicos de la pérdida de dientes; 8) los resultados predictibles a largo plazo de la prótesis implantosoportadas; 9) las ventajas de las restauraciones soportadas sobre implantes; y 10) un mayor conocimiento de la población.

INTRODUCCIÓN

Tras la inserción y carga del implante, se produce un aumento de las trabéculas óseas, de la densidad ósea y del volumen óseo del hueso circundante. Son varias las ventajas del uso de los implantes dentales endoóseos, como el soporte de la prótesis dental y el mantenimiento del hueso alveolar. Además de las anteriores existen otras ventajas, a saber: 1) restauración y mantenimiento de las dimensiones oclusivas verticales; 2) mantenimiento del tono muscular; 3) mejora de la estética facial; 4) mejora de la fonética; 5) mejora de la oclusión; 6) mejora del rendimiento masticatorio, mantenimiento de los músculos de la masticación y de la expresión oral; 7) disminución del tamaño de la prótesis; 8) provisión de prótesis fijas frente a removibles; y 9) mayor substitución permanente. De modo adicional, la prótesis implantosoportada permite un voladizo estable sobre los dientes anteriores para un contorno ideal de los tejidos blandos periorales y los labios. Por otro lado, la eficacia masticatoria mejora ostensiblemente con una prótesis implantosoportada, en comparación con una restauración mucosoportada, mejorando además la estabilidad y la retención de la prótesis (*Misch*, 2009).

Tradicionalmente se ha establecido que el resultado satisfactorio de cualquier procedimiento de colocación de implantes depende de factores relacionados con el paciente y de factores dependientes del procedimiento, incluyendo condiciones generales de salud, bio-compatibilidad del material implantado, naturaleza micro y macroscópica de la superficie del implante, procedimiento quirúrgico, y calidad y cantidad del hueso local. El volumen y la calidad del hueso son factores importantes en la determinación del procedimiento quirúrgico y la elección del tipo de implante, y están relacionados con el éxito de la cirugía implantológica (*Eckfeldt y cols.*, 2001). Se han propuesto varios métodos para clasificar la calidad del hueso, ya que el

INTRODUCCIÓN

comportamiento mecánico del hueso es uno de los principales factores implicados en el proceso de osteointegración implantaria (*Norton & Gamble, 2001*).

Se considera que la estabilidad primaria del implante juega un papel esencial en el éxito de la osteointegración (*Friberg y cols., 1991*). Depende de la calidad y de la cantidad del hueso, de la geometría del implante y de la técnica de preparación del sitio implantario (*Sennerby & Roos, 1998*). La primera manifestación clínica de osteointegración es la ausencia de movilidad implantaria. Después que ha ocurrido la osteointegración, la pérdida de hueso marginal a nivel del proceso alveolar es un factor mayor para la pérdida de estabilidad, lo cual quiere decir que la pérdida progresiva de hueso marginal es un signo patológico que puede desembocar en el fracaso del implante. *Albrektsson & Isidor (1993)* sugirieron que para lograr el éxito en el proceso de osteointegración del implante es necesario que la pérdida ósea media no supere 1,5 mm durante el primer año y 0,2 mm anualmente a partir del primer año. En el proceso de cicatrización alrededor del implante la estabilidad implantaria primaria viene determinada por el contacto con el hueso en el momento de la colocación del implante, mientras que la estabilidad implantaria secundaria se debe a la formación de contacto óseo secundario, por un proceso biológico de aposición de osteoblastos alrededor de la superficie del implante. Durante el proceso de cicatrización, la estabilidad implantaria secundaria se incrementa, al tiempo que disminuye la estabilidad implantaria primaria.

1.2. Fisiología Ósea en Implantología Dental

El hueso del adulto es un tejido dinámico en constante remodelación por la acción coordinada de osteoclastos y osteoblastos. La matriz ósea está compuesta de una intrincada red de fibras colágenas y sales minerales como fosfato de calcio (85%), carbonato cálcico (10%), y pequeñas cantidades de fluoruro cálcico y fluoruro magnésico (5%). También existen pequeñas cantidades de proteínas no colagénicas como las proteínas morfogénicas óseas (PMOs). En el humano, la masa ósea es máxima a los 10 años a partir del final del crecimiento lineal, permaneciendo constante hasta la cuarta década de la vida, momento a partir del cual se inicia un lento descenso hasta el final de la vida. A la edad de 80 años, la pérdida de masa ósea es del 50%. El cráneo y los huesos maxilares también se ven afectados por estas circunstancias.

El esqueleto humano se compone de dos clases fundamentales de hueso: cortical o compacto y trabecular o esponjoso. La porosidad del hueso puede variar desde el 0 al 100%. El hueso compacto y el hueso trabecular representan el 85% y 15% del hueso total, respectivamente. Los poros del hueso trabecular están interconectados y quedan definidos por las trabéculas óseas, que adoptan formas variadas, desde una disposición completamente desordenada hasta una disposición perfectamente ortogonal. La disposición de las fibras colágenas determina el patrón de mineralización ósea. De este modo, el hueso experimenta una adaptación biomecánica y adquiere máxima resistencia en la dirección de aplicación de las fuerzas de compresión. Las fibras de colágeno proporcionan flexibilidad y resistencia a las fuerzas de tensión.

INTRODUCCIÓN

La densidad ósea del hueso esponjoso entre el maxilar y la mandíbula no muestra grandes diferencias, pero el hueso cortical maxilar es mucho más delgado que el mandibular (*Park, 2008*). Esto hace que las cargas sobre el implante se distribuyan más homogéneamente sobre ambos hueso esponjoso y cortical en el hueso con cortical comparativamente más débil, mientras que lo hace sobre la cortical mayoritariamente en los huesos con corticales densas y gruesas. Por lo tanto, el hueso esponjoso parece tener mayor influencia a nivel maxilar que mandibular en el éxito implantario. Tan es así que el clínico debería utilizar implantes más largos para el maxilar. En la mandíbula, el mayor soporte implantario se origina a nivel de la cortical ósea, porque es más gruesa y densa, por lo que comparativamente los implantes más largos no aumentan tanto la estabilidad como en el maxilar superior, aunque sí lo haga el diámetro implantario (*Park y cols., 2008*).

Biológicamente, el proceso de cicatrización ósea alrededor de un implante dental atraviesa tres etapas:

1. Fase osteofílica

Tiene lugar durante el primer mes. Cuando un implante se coloca en el hueso trabecular de la mandíbula o el maxilar superior, se forma un coágulo de sangre entre la superficie del implante y el hueso. Durante la fase de interacción entre el implante y el hueso, se liberan numerosas citoquinas implicadas en la producción de moléculas de adhesión, en la síntesis de colágeno y en la regulación del metabolismo del calcio. Al mismo tiempo tiene lugar la respuesta inflamatoria a la agresión quirúrgica, que en la primera semana permanece activa como respuesta a la entrada de antígenos exógenos durante el acto quirúrgico. A partir del tercer día, se produce el crecimiento vascular desde los tejidos vitales vecinos, con el desarrollo

INTRODUCCIÓN

de una red vascular más madura durante las 3 primeras semanas (*Zoldos y Kent, 1995*). Tienen lugar además la diferenciación, proliferación y activación celulares. La osificación comienza en la primera semana, a partir de la migración de osteoblastos desde la superficie endotelial del hueso trabecular y la superficie interna de las corticales óseas bucal y lingual hasta la superficie del implante. Esta migración es consecuencia de la liberación de PMOs durante la colocación del implante y la reabsorción inicial del hueso adyacente a la superficie del mismo.

2. Fase osteoconductiva

Tiene lugar durante los 3 meses siguientes. Una vez que las células alcanzan el implante, se distribuyen a lo largo de su superficie y se inicia el depósito de material osteoide, inicialmente como una matriz tisular de tejido conjuntivo inmaduro. El callo fibrocartilaginoso se transforma en callo óseo, en un proceso similar a la osificación endocondral. Cuatro meses después de la colocación del implante, el hueso cubre la mayor parte la superficie del implante. En este momento se establece un punto de equilibrio y no se deposita más cantidad de hueso en la superficie del implante.

3. Fase osteoadaptativa

Se inicia a partir del cuarto mes de la colocación del implante. Tiene lugar un proceso de remodelación, que continua incluso tras la exposición y carga de los implantes. Una vez cargados, las espículas a modo de uniones óseas a la superficie del implante se hacen más gruesas en respuesta a la transmisión de fuerzas desde el implante al hueso, y se puede apreciar cierto grado de reorientación del patrón trabecular.

1.3. Influencia de la densidad ósea en la tasa de éxito de los implantes dentales endoóseos.

La colocación de implantes dentales endoóseos tiene por objeto evitar las consecuencias derivadas del edentulismo reseñadas en el apartado anterior. Una vez establecida la idoneidad de su utilización para tales fines, se hace necesario para el clínico la identificación de aquellos factores que predigan una alta tasa de éxito implantario. La tasa de éxito de los implantes dentales difiere en función de la región anatómica de la mandíbula y el maxilar superior. Los implantes mandibulares tienen una alta tasa de éxito, mientras que esta disminuye para los implantes localizados en el maxilar superior. Se ha sugerido que las diferentes propiedades del hueso justifican estas diferencias en la tasa de osteointegración implantaria. Existen pocos estudios que analicen cuáles son los factores físicos del hueso influyen en la estabilidad primaria del implante.

Diferentes grupos de estudio han relacionado las distintas tasas de éxito de los implantes dentales en relación a la calidad ósea. En 1970, *Linkow & Chercheve* clasificaron la densidad del hueso en tres categorías: 1) estructura ósea de clase I: consta de trabéculas espaciadas de forma regular, con pequeños espacios cerrados; 2) estructura ósea de clase II: presenta espacios cerrados ligeramente mayores, con menor uniformidad del patrón óseo; 3) estructura ósea de clase III: existen grandes espacios rellenos de médula entre las trabéculas óseas. En 1985, *Lekholm & Zarb* enumeraron cuatro calidades óseas, halladas en las regiones anteriores de los maxilares: 1) calidad 1: hueso compacto homogéneo; 2) calidad 2: capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso; 3) calidad 3: capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia

INTRODUCCIÓN

favorable; 4) capa delgada de cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad (**Fig.1.1**). Siguiendo esta clasificación, mediante *Schnitman y cols.* (1988) observaron una diferencia de supervivencia implantaria del 10% entre los huesos de calidad 2 y 3, y una tasa de supervivencia un 22% menor en el caso de la peor densidad ósea. *Engquist y cols.* (1988) observaron que el 78% de todos los fracasos de implantes se encontraron en implantes colocados sobre hueso blando. *Jaffin y Berman* (1991) describieron que el 55% de los fracasos se producían en el hueso de calidad 4. Observaron un 44% de fracaso cuando había hueso blando en el maxilar superior. El artículo presentó un 35% de pérdida de implantes en cualquier región de la boca donde la densidad ósea fuera baja. *Friberg y cols.* (1991) observaron que el 66% de todos los fracasos implantarios se producía en hueso blando con reabsorción grave. *Johns y cols.* (1992) informaron de un 3% de fracaso de implantes en el hueso de densidad moderada y un 28% en el hueso de baja densidad. *Misch* (1988) propuso cuatro grupos de densidad ósea independiente de las regiones maxilares evaluadas, en función de las características macroscópicas del hueso cortical y trabecular: 1) D1: hueso cortical denso; 2) D2: cortical entre densa y porosa pero gruesa, en la cresta, y por dentro un hueso trabecular espeso; 3) D3: cresta con cortical porosa más delgada y hueso trabecular fino; 4) no tiene casi ninguna cortical ósea en la cresta (**Fig.1.2**). Observó que las regiones de los maxilares con densidades similares presentaban supervivencias implantarias similares. Por lo tanto, se ha sugerido que la reducción en la supervivencia de los implantes se relaciona más frecuentemente con la densidad ósea que con la posición en la arcada dentaria. Esta observación servirá de base en el establecimiento de las hipótesis a contrastar en el presente estudio. La densidad

INTRODUCCIÓN

ósea será, por lo tanto, el principal factor analizado, como probable predictor de la estabilidad del implante dental endoóseo y por ende, de la supervivencia del mismo.

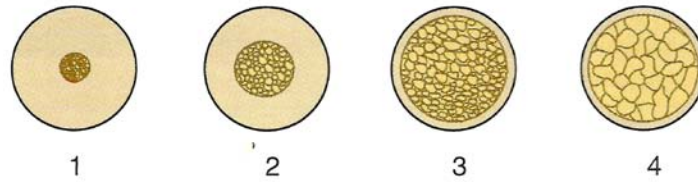


Fig.1.1. Clasificación de Lekholm & Zarb.

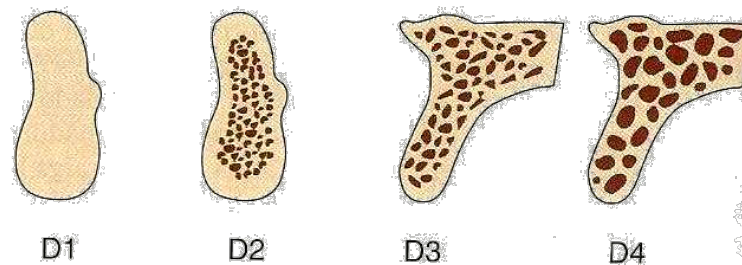


Fig.1.2. Clasificación de Misch.

La densidad ósea puede ser diferente cerca de la cresta si se la compara con la región apical donde se ha planificado la colocación del implante. La región más crítica en cuanto a densidad ósea es la región crestal de 7 a 10 mm de hueso, ya que es esta zona la que mayor estrés recibe en la interfaz hueso-implante. Por tanto, cuando la densidad ósea varía desde la zona más crestal a la región apical alrededor del implante, la proporción crestal de 7 a 10 mm determina el protocolo de de plan de tratamiento (*Misch*, 2009b). Esta observación también ha sido considerada en el diseño del estudio.

Misch (1990) observó que la densidad ósea influye en la cantidad de hueso en contacto con la superficie del implante. El porcentaje de contacto hueso-implante

INTRODUCCIÓN

(CHI) es significativamente mayor en el hueso cortical que en el trabecular. El hueso muy denso D1 de una zona mandibular anterior con una reabsorción C-h proporciona el más alto porcentaje de hueso en contacto con el implante endoóseo, aproximadamente más del 85% de CHI. El hueso D2 presenta del 65 al 75% de CHI, el hueso D3 presenta normalmente un CHI del 40 al 50%. Las trabéculas escasas de hueso encontradas frecuentemente en el maxilar posterior (D4) aportan pocas áreas de contacto con el cuerpo del implante.

Asimismo, la relación entre la medición objetiva de la densidad ósea por medio de unidades Hounsfield (UH) de la TC médica convencional y la medición subjetiva de la misma por medio de la clasificación de Misch, permitió a *Park y cols.* (2008) establecer una serie de conclusiones en relación a la cantidad de hueso cortical en el sitio implantario. Estos autores observaron que el daño óseo a nivel de sector posterior mandibular era atribuible al fresado de un hueso con una cortical gruesa y alta densidad ósea expresada en términos de UH (D1). De hecho, observaron que la colocación de implantes en hueso D1 fue menos exitosa que en huesos D2 y D3. Este estudio ha probado que, a nivel mandibular, la densidad ósea cortical se incrementa desde la parte anterior a la posterior. Esto no ocurre de igual modo para el hueso cortical maxilar, que tiene su máxima densidad ósea a nivel de las áreas canina y premolar.

1.4. Estabilidad implantaria primaria y Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR).

La estabilidad implantaria es fundamental en el éxito a largo plazo del tratamiento con implantes y depende del contacto directo entre el hueso circundante y la superficie del implante. Como se detalla en el apartado anterior, la densidad ósea también ha sido relacionada con el porcentaje de contacto hueso-implante (CHI). La estabilidad implantaria puede ser dividida en estabilidad implantaria primaria y estabilidad implantaria secundaria. La primera se determina en la cirugía de colocación del implante y está condicionada por el diseño del implante, la técnica quirúrgica y la densidad del hueso. La estabilidad secundaria depende también de la respuesta tisular a la cirugía implantológica y de la cicatrización ósea final.

Por lo tanto, la estabilidad implantaria puede concebirse como combinación de: 1) Estabilidad mecánica, resultado de la tensión del hueso comprimido sobre el implante; 2) Estabilidad biológica, resultado de la formación de células óseas en el sitio de la implantación y de la osteointegración. La estabilidad mecánica es alta inmediatamente después de la colocación del implante (estabilidad primaria). Se debe a la compresión mecánica del hueso cuando se coloca el implante, y decrece con el tiempo. La estabilidad biológica, por el contrario, no existe inmediatamente tras la colocación del implante, llega a ser aparente solo cuando se forman nuevas células óseas en el sitio de colocación del implante y se incrementa con el tiempo (estabilidad secundaria). Como resultado de la osteointegración, la estabilidad mecánica inicial es suplementada o reemplazada por la estabilidad biológica, y la estabilidad implantaria final es el resultado de la suma de ambas. Generalmente, la estabilidad implantaria no permanece constante después de la colocación del

INTRODUCCIÓN

implante. Suele existir un descenso inicial seguido de un incremento subsiguiente al tiempo que el implante se vuelve biológicamente estable.

Meredith y cols. (1996) describieron un método no invasivo por medio del cual la formación de hueso alrededor del implante podía ser evaluada mediante la medición de la frecuencia de resonancia de un pequeño transductor acoplado al implante: el Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR), representada en unidades cuantitativas denominado cociente de estabilidad implantaria (ISQ), en una escala del 1 al 100. La técnica del AFR mide la estabilidad del implante como función de la rigidez del complejo hueso-implante. Se trata de un método objetivo que mide de un modo fiable la micro-movilidad lateral del implante dental endoóseo en varias fases a lo largo del proceso de osteointegración implantaria.

Los primeros transductores de AFR fueron simples barras que se atornillaban en la fijación del implante o en el aditamento. La barra se estimulaba con un rango de frecuencias y la primera resonancia de flexión del sistema resultante se medía en Hz (*Sennerby & Meredith, 2000*). La versión más reciente de AFR es el instrumento clínico Ostell™Mentor (Integrations Diagnostics AB, Savedalen, Sweden) para realizar el AFR por medio de las unidades ISQ, que consta de un transductor en forma de varilla que se atornilla al implante y de un instrumento electrónico de mano. La varilla tiene un pequeño imán en su parte superior que se estimula por pulsos magnéticos procedentes del instrumento electrónico de mano. La varilla montada sobre el implante tiene dos frecuencias de resonancia fundamentales, perpendiculares entre sí. Una de las vibraciones está en la dirección donde el implante es más estable y la otra está en la dirección donde el implante es menos estable. Por lo tanto, se obtienen dos valores ISQ.

INTRODUCCIÓN

El ISQ fue definido inicialmente por un set de bloques de calibración con grados variables de estabilidad. Actualmente, los diversos sistemas de implantes requieren diferentes transductores (“Smartpegs”) pero todos ellos muestran valores ISQ comparables para el mismo grado de estabilidad, incluso aunque se utilicen diferentes sistemas de implantes. Esto se consigue mediante el acabado fino del diseño geométrico de cada nuevo tipo de “Smartpeg” por comparación de su ISQ con el de los “Smartpegs” ya existentes. La estabilidad implantaria se mide típicamente en el rango de 45 a 85 ISQ, aunque los estudios realizados al respecto afirman que una estabilidad aceptable se encuentra en el rango de 55 a 85, con una media de 70. Valores de 55 o menores deberían considerarse como un signo de alarma y llevarse a cabo acciones encaminadas al aumento de la estabilidad implantaria, como la colocación de implantes de mayor diámetro, mayor periodo de osteointegración, etc. Esta tecnología de medición objetiva de la estabilidad implantaria ha permitido el establecimiento de uno de los pilares metodológicos del presente estudio.

1.5. Tomografía computarizada (TC) de haz cónico

La tomografía computarizada (TC) permite la evaluación tridimensional de cualquier área, proporcionando imágenes muy detalladas, de alta resolución y sin superposición. Existen tres tipos de sistemas de TC: TC médica convencional, TC helicoidal o volumétrica, y TC de haz cónico. La TC médica convencional emite un haz plano de rayos X que infiere el volumen a partir del estudio de cortes de un grosor preestablecido. La fuente de radiación rota 360° alrededor del paciente, tantas veces como sea necesario hasta completar la adquisición de todos los cortes

INTRODUCCIÓN

para estudiar la altura completa del volumen, representándolo como la suma de la información de los cortes contiguos. La TC espiral o helicoidal, también conocida como TC volumétrica o de rotación continua va un paso más allá de la TC médica convencional. El tubo de rayos X gira continuamente, emitiendo radiación a la vez que la mesa del paciente se desplaza en un movimiento continuo. De este modo, la adquisición de datos se lleva a cabo a partir de un movimiento en espiral hasta completar el volumen anatómico seleccionado. En la TC de haz cónico, el haz de rayos X tiene forma cónica o piramidal centrado en el detector, de tal manera que cada disparo recoge información de todo el volumen de estudio, y no solo de un corte. El sistema detector realiza un giro completo de 360° alrededor de la cabeza del paciente, permaneciendo este quieto, en posición sedente.

La TC médica convencional es una técnica de imagen común, que permite la captura de información a través de un movimiento en espiral de la fuente de radiación y los detectores alrededor de la región de interés. En el área maxilofacial, se han desarrollado programas informáticos específicos capaces de reformatear los datos de los cortes axiales en imágenes panorámicas e imágenes de cortes transversales multiplanares. Las ventajas que aporta la tecnología de la TC médica convencional son la posibilidad de realizar reconstrucciones volumétricas directas y una transformación rápida y sencilla de los datos para su uso en análisis 3D, incluyendo la generación de imagen funcional e imagen en tiempo real para guiar las intervenciones quirúrgicas. Por el contrario, entre sus desventajas se encuentran la alta dosis de radiación emitida al paciente, que debe ser siempre puesta en una balanza con la utilidad de la información que se espere obtener de la prueba. La TC médica convencional utiliza un haz de rayos X plano y filas de detectores. Mediante

INTRODUCCIÓN

la TC médica convencional se obtienen secciones axiales contiguas que son reconstruidas mediante numerosos datos de proyección recogidos por rotación a alta velocidad y dispuestas tridimensionalmente. Esto genera una deficiente resolución espacial longitudinal, con lo que los detalles de estructuras anatómicas en la región maxilofacial son insuficientes para permitir una adecuada visualización en determinados casos clínicos.

Un desarrollo mayor de los equipos de TC ha inspirado recientemente a los investigadores al desarrollo de sistemas de TC de baja emisión de radiación: el TC de haz cónico. El TC de haz cónico se ha empleado en radioterapia, utilizando sistemas fluoroscópicos o simuladores modificados para obtener secciones transversales del paciente en las mismas condiciones geométricas que el tratamiento, en radioterapia estereotáxica intracraneal y en radioterapia prostática. También se ha empleado en la generación de imágenes vasculares, en microtomografía de pequeños especímenes para aplicaciones biomédicas e industriales, en industria nuclear, en industria del automóvil, en industria aeroespacial y en defensa. La TC de haz cónico puede recoger datos de volumen por medio de una rotación única que se lleva a cabo durante 9 a 40 segundos, por medio de un haz de rayos X con forma cónico y dos detectores dimensionales. Los sistemas de TC de haz cónico permiten obtener imágenes tridimensionales con una alta resolución espacial tanto longitudinal como axialmente ([Tabla 1.1](#)). Estudios preliminares han demostrado que la TC de haz cónico ofrece grandes ventajas en comparación con la TC médica convencional en el área maxilofacial, en términos de definición, tiempo de duración de la prueba, reducción de dosis y campo de visión convertible (*Yajima*, 2006).

INTRODUCCIÓN

Cone beam CT devices	Company	Size of reconstructed image (diameter × height)	X-ray source voltage (kV)	X-ray source current (× time) mA(s) ^a	Scanning time(s)	Voxel size (xy) ^c	Min reconstruct. Incr. ¹ or cubic ²
3D Accutomo	J. Morita, Kyoto, Japan	4×3, 4×4, 6×6	60–80 (step 1kV)	1–10 mA (step 0.1 mA)	18	0.125	0.125 ¹
NewTom 9000	Quantitative Radiology, Verona, Italy	13×13	110	15 mA ^b	72	0.29	0.2 ¹
NewTom 3G		8×8, 10×10, 13×13, 15×15, 18×18, 22×22	110	15 mA ^b	36	0.16–0.42	0.16 ¹
I-CAT	Imaging Sciences, Hatfield, Pennsylvania, USA	16×21, 16×13, 16×8, 16×8	120	12.48 mAs, 23.87 mAs, 46.72 mAs	10, 20, 40	0.2–0.4	0.2 ²
CB MercuRay	Hitachi, Medical, Kyoto, Japan	5.12×5.12, 10.2×10.2, 15×15, 19×19	60–120 (step 20 kV)	10 or 15 mA	10	0.1–0.4	0.1 ²
3D Panoramic X-ray CT scanner PSR 9000N	Asahi Roentgen, Kyoto, Japan	3.6×4, 4.1×4	60–100 (step 1 kV)	2–12 mA (step 2 mA)	20, 30	0.1–0.15	0.1–0.15 ²

Tabla 1.1. Modelos de TC de haz cónico disponibles en el mercado.

Como se refiere en el apartado anterior, aunque la osteointegración de los implantes dentales es consecuencia lógica de su colocación quirúrgica, la medición preoperatoria del volumen y calidad ósea puede mejorar la predicción del éxito implantario. La TC ha sido seleccionada como un método útil en la evaluación de imágenes transversales de hueso previo a la colocación de implantes. La TC cuantitativa expresa la densidad mineral del hueso en UH. Sin embargo, la radiación absorbida por el paciente durante la realización de la TC médica convencional puede limitar su uso en el diagnóstico rutinario o en la repetición de pruebas.

Algunos estudios recientes cuestionan la relación riesgo-beneficio de la TC médica convencional aplicada en el área maxilofacial, debido a la alta radiación administrada, la baja resolución espacial en la dirección axial, el alto coste económico por prueba realizada y los artefactos producidos en presencia de restauraciones dentales metálicas (Sukovic, 2003). Con la TC de haz cónico, al igual que con la TC médica convencional, se puede determinar la densidad mineral ósea

INTRODUCCIÓN

(TC de haz cónico cuantitativo). La cantidad de radiación absorbida por el paciente en cada sesión es de 0,62 mGy.

Estudios previos han demostrado que las mediciones lineales a partir de TC de haz cónico son suficientemente exactas para el empleo en cirugía maxilofacial (*Mozzo y cols.*, 1998; *Lascalea y cols.*, 2004). Otros autores resaltan la TC de haz cónico como modalidad de imagen en la planificación preoperatoria para la colocación de implantes dentales endoóseos, debido a la mejora de la calidad de la imagen con respecto a la TC médica convencional, con disminución paralela de los costes y la dosis de radiación recibida (*Araki y cols.*, 2004; *Guerrero y cols.*, 2006; *Loubele y cols.*, 2006).

Schulze y cols. (2004) demostraron la visualización de estructuras muy contrastadas con el empleo de TC de haz cónico. Otros autores han referido una excelente adquisición de imágenes procedentes de diferentes estructuras, como la morfología de la mandíbula, la localización del canal del nervio dentario inferior, e incluso la relación de férulas radio-opacas con el hueso. Recientemente se ha comparado la TC médica convencional con la TC de haz cónico: 1) *Kobayashi y cols.* (2004) han confirmado la superioridad de la TC de haz cónico PSR 9000 con respecto a la TC espiral en términos de resolución espacial en cortes transversales; 2) *Honda y cols.* (2000) y *Hashimoto y cols.* (2003) han referido resultados similares para otros tipos de TC de haz cónico con respecto a la TC helicoidal.

Mozzo y cols. (1998) presentaron la primera TC de haz cónico comercial (NewTom DVT 9000, Quantitative Radiology, Verona, Italy) con aplicación directa en el área maxilofacial. Esta misma compañía ha desarrollado recientemente un nuevo modelo denominado NewTom 3G. Además de este último, existen otros cuatro modelos: I-

INTRODUCCIÓN

CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, USA); 3D Panoramic X-ray CT scanner PSR 9000N (Asahi Roentgen, Kyoto, Japan); CB MercuRay (Hitachi Medico Technology Corporation, Kashiwa, Chiba, Japan); y 3d Accuitomo (J. Morita, Kyoto, Japan). Precisamente, uno de estos sistemas, el modelo i-CAT, ha sido empleado en el presente estudio para la planificación pre-operatoria de la colocación de los implantes dentales y para la medición de los parámetros de densidad ósea radiológica.

1.6. Densidad Mineral Ósea y Densidad Ósea Radiológica (DOR)

Un valor que describe solo las propiedades del hueso es la densidad mineral ósea. La medición de la misma con TC cuantitativa es un procedimiento previamente establecido en osteología (*Cann*, 1998). Se han correlacionado valores bajos de la densidad mineral ósea con un riesgo de fracturas aumentado para toda la economía del organismo (*Lang y cols.*, 1998). En el diagnóstico de la osteoporosis se describe un estado mineral general del hueso que, sin embargo, no es aplicable a los huesos del área maxilofacial, lo que habla de las particularidades locales de los huesos craneofaciales. La UH es una unidad estandarizada basada en una escala lineal definida por dos puntos: la atenuación del aire seco, establecida en 1000 UH, y el agua pura a 25°C, establecida en 0 UH. La calidad del hueso puede medirse también en la TC de haz cónico; sin embargo, en esta, la unidad estándar de densidad ósea no se denomina UH, sino “número TC”, que denominaremos en lo sucesivo NTC.

INTRODUCCIÓN

Lekholm & Zarb (1985) clasificaron la densidad ósea en 4 tipos radiológicos. *Thuhlar y cols.* (1997) modificaron esta clasificación incluyendo la sensación táctil. Actualmente se cuestionan estas clasificaciones “subjetivas” debido a su pobre objetividad y reproducibilidad. *Trisi & Rao* (1999) relacionaron la clasificación de *Misch* (1999) de sensación táctil durante el fresado con determinaciones de la DOR. La utilización de la TC médica convencional, más objetiva y predecible, en la medición de la densidad ósea de los pacientes que requerían implantes dentales, fue introducida por *Schwarz y cols.* (1987). *Turkyilmaz y cols.* (2007), en un estudio sobre 230 implantes dentales, evaluaron la correlación entre DOR, torque de inserción y estabilidad implantaria primaria a partir de la evaluación de imágenes de TC médica convencional de modo preoperatorio. Encontraron que el valor medio de la DOR en los sitios implantarios fue mayor en las regiones anteriores que en las posteriores y observaron una correlación estadísticamente significativa entre los valores del AFR y la DOR, entre el AFR y el torque de inserción y entre la DOR y el torque de inserción.

1.7. Estereolitografía y guías quirúrgicas en la colocación de implantes dentales endoóseos.

La colocación de los implantes dentales de forma mínimamente invasiva de modo predecible ha ido asociada en los últimos años al aumento de la precisión en la transferencia de la información que se obtiene en el diagnóstico radiográfico mediante TC. La rápida obtención de prototipos por medio de modelos estereolitográficos es un método de fabricación asistida por ordenador económico y rápido. Este sistema se ha aplicado para ayudar en la preparación preoperatoria de

INTRODUCCIÓN

procedimientos reconstructivos en lesiones óseas grandes (*Heissler y cols.*, 1998), en la planificación de elevaciones sinusales (*Bianchi y cols.*, 1997) y en el diseño de prótesis faciales apoyadas en tejidos blandos (*Runte y cols.*, 2002).

Se han utilizado varios sistemas de transferencia de la información de la colocación de implantes dentales, a saber: 1) sistema de navegación mediante un sensor óptico (*Birkfellner y cols.*, 2001; *Wanschitz y cols.*, 2002); 2) navegadores con un sistema magnético de señal o banda (*Fortin y cols.*, 2006); 3) sistema de fresado guiado mediante una férula con soporte en tejidos blandos (*Fortin y cols.*, 2002; *Klein & Abrams*, 2001); 4) sistema de fresado guiado mediante la utilización de una férula con soporte óseo (*Tardieu y cols.*, 2003; *Van Steenberghe y cols.*, 2002); y 5) sistema robot con brazo mecánico (*Brief y cols.*, 2005).

La tomografía computarizada interactiva (TCI) es una técnica que permite al radiólogo transferir el estudio de imagen al clínico como un archivo de ordenador, que le permite observar e interaccionar sobre el estudio de imagen con un ordenador personal. Esta tecnología sustenta en buena parte el proceso metodológico del presente estudio. El clínico y el radiólogo pueden llevara a cabo cirugía electrónica seleccionando y colocando cilindros de tamaño arbitrario que simulan la forma de la raíz de los implantes en las imágenes. El primer paso en el procedimiento de la TCI son las impresiones para los modelos de estudio. Con el empleo de estos modelos, se completa un encerado diagnóstico de acuerdo con la posición ideal de los dientes ausentes. Partiendo del encerado diagnóstico, se fabrica una plantilla radiopaca que el paciente llevará durante el escaneo. Esta plantilla diagnóstica permitirá transferir el posicionamiento ideal de los dientes al examen radiográfico (*Monson*, 1994).

INTRODUCCIÓN

Para que también la cirugía sea guiada por ordenador, la transferencia de los datos diagnósticos debe realizarse también por ordenador. Se han fabricado guías quirúrgicas que reproducen exactamente el tratamiento planificado a nivel digital, a través de:

1. Conversión de la guía radiológica en guía quirúrgica, posicionándola en la TC mediante marcadores y transfiriendo esta posición a máquinas de fresado, basándose en algún algoritmo de transformación.
2. Técnicas de prototipado rápido para generar guías quirúrgicas por estereolitografía, metodología empleada en Simplant™ (Materialise Dental NV®, Leuven, Belgium) o NobelGuide™ (Nobel Biocare AB®, Zurich, Switzerland).
3. Sistemas de navegación intraoperatoria, con seguimiento óptico de la fresa en tiempo real, visualizando la trayectoria realizada en la TC preoperatoria.

Las férulas quirúrgicas son realizadas por ordenador de tal modo que permiten la localización, trayectoria y profundidad exactas del implante planificado. La férula estabiliza el fresado por medio de la restricción de los grados de libertad de la trayectoria y profundidad de la fresa (*Almog y cols.*, 2006). Actualmente, no existe consenso sobre la mínima precisión necesaria de un sistema de planificación preoperatoria basada en la imagen para transferir los resultados a la cirugía, aunque lo importante es predecir los riesgos de aparición del peor escenario posible, en el que todos los errores y desviaciones se sumaran en la misma dirección. Esta situación es factible, y puede producirse el daño de estructuras anatómicas importantes (*Van Assche y cols.*, 2007).

INTRODUCCIÓN

Se dispone de múltiples técnicas de ingeniería, tales como el sinterizado láser para fabricar modelos tridimensionales (*Abbott y cols.*, 1998). Uno de los sistemas emplea un proceso de fabricación asistida por ordenador (CAM), llamado estereolitografía. Este rápido proceso prototipo ha sido empleado en gran parte en la industria para la fabricación de modelos 3D. Se van apilando y polimerizando capas hasta que se genera un modelo final. Para la aplicación médica o dental, la fuente de información son los archivos en formato DICOM de un estudio con TC. La exactitud de los modelos anatómicos generados por este método depende de la calidad de la TC y del método umbral (el proceso de información que determina qué es hueso y qué es tejido blando), pero los estudios demuestran una estabilidad dimensional en un margen de 0,6 mm (*Choi y cols.*, 2002).

En este sentido, las férulas quirúrgicas permiten un flujo de información en un único sentido, desde la TC hacia el campo quirúrgico. Si el plan está correctamente diseñado, la transmisión de la información es muy precisa, sin requerir cambios o variaciones intraoperatorias. A diferencia de la navegación interactiva, en la que el error humano por fallos en la percepción y en el manejo de los instrumentos se estima en 0,25 mm y 0,5° de media (*Homolka*, 2002), en los sistemas de férulas quirúrgicas el error es prácticamente nulo toda vez que la planificación previa se haya realizado correctamente.

La aparición de la fabricación asistida por ordenador (computed-aided manufacturing, CAM) de modelos anatómicos y férulas quirúrgicas basadas en diseño asistido por ordenador (computer-aided design, CAD) ha permitido la transferencia directa de la información obtenida durante la planificación a la fase quirúrgica de colocación de los implantes. La incorporación de la tecnología

INTRODUCCIÓN

CAD/CAM en la planificación y colocación de implantes ofrece múltiples ventajas, como la evaluación tridimensional de la anatomía del paciente y la fabricación de férulas quirúrgicas adaptadas al sitio anatómico o al hueso (*Klein & Abrams, 2001*). Estas guías están mejorando, en particular para el control de la posición coronoapical. Recientemente, *Tradieu y Vrielink* (2003) han propuesto una modificación del primer método descrito.

Existen algunas series experimentales y clínicas importantes que han empleado esta técnica, base del diseño metodológico del presente trabajo. *Van Steenberghe y cols.* (2003) evaluaron la colocación de implantes cigomáticos de 45 mm de longitud en cadáveres humanos y refirieron una desviación menor de 3 grados y una diferencia no superior a 2,7 mm a nivel del ápice con respecto a lo planificado pre-operatoriamente. Más tarde, estos mismos autores (*Van Steenberghe y cols., 2005*) evaluaron la posibilidad de realización de cirugía guiada sin levantamiento de colgajo mucoperióstico y colocación de la prótesis dental provisional en el mismo momento de la colocación de implantes dentales, por medio del sistema de Nobel-Guide® (Nobel Biocare AB®, Zurich, Switzerland). Los resultados mostraron una reabsorción ósea media de 1,2 mm en el área mesial y de 1,1 mm en distal de los implantes, con una tasa de éxito implantario del 100% tras un año de seguimiento, con acortamiento importante del procedimiento quirúrgico.

1.8. Microtomografía computarizada (micro-TC) en la determinación de variables micro-estructurales óseas.

En estudios in vitro se ha demostrado que la resistencia del hueso depende de la integración entre dos variables, la cantidad y la calidad ósea y que la variable cantidad es responsable únicamente del 70 al 80% de dicha resistencia biomecánica. Hoy en día existen técnicas como la absorciometría por rayos X de doble energía (DEXA) que proporcionan una estimación precisa de la cantidad de masa ósea, pero no proporcionan información fiable sobre la estructura del hueso (Luo y cols., 1999). Varios estudios (Stenstrom y cols., 2000) han demostrado que la resistencia ósea no puede ser explicada solamente por el índice de masa ósea. La determinación de la densidad mineral ósea por absorciometría por rayos X de doble energía (DEXA) es inadecuada para determinar las propiedades biomecánicas del hueso, y su exactitud en la medida de la densidad ósea volumétrica se encuentra altamente limitada por la naturaleza 2D de la medida. Otros factores que parecen influir en la resistencia ósea son la micro-estructura trabecular, el índice de remodelación ósea, la distribución de masa ósea, la acumulación de microfisuras, la calidad cristalina mineral, la calidad de las fibras de colágeno, y el grado de mineralización.

La reconstrucción 3D de tejidos biológicos es un método clásico que se remonta a mediados del siglo XIX. Amstutz & Sissons (1969) realizaron la primera reconstrucción 3D del hueso trabecular mediante seccionamiento seriado del cuerpo vertebral. Esta técnica era muy laboriosa y requería un periodo de tiempo y preparación muy largos. La posterior introducción del seccionamiento seriado automático implementó la técnica hasta la obtención de 600 secciones en una hora

INTRODUCCIÓN

con una resolución de 1/1000 del campo de imagen. En la TC médica convencional, se emplean las proyecciones de rayos X atenuadas registradas en una colección de detectores lineales, y a partir de numerosas proyecciones se puede calcular una imagen 2D. El uso clínico clásico de las imágenes de la TC médica convencional es cualitativo, pero la utilización de las densidades en una imagen de TC proporciona una información muy útil y ha dado lugar a la TC cuantitativa (QCT). El desarrollo reciente de esta tecnología ha permitido la obtención de imágenes 3D de alta resolución, que se han empleado para la reconstrucción 3D de regiones de hueso trabecular.

En lugar de utilizar una colección de detectores 1D, se puede utilizar una colección de detectores 2D y, a partir de las proyecciones de rayos X atenuadas, calcularse una imagen 3D. *Feldkamp y cols.* (1986) fueron pioneros en el uso de esta técnica y desarrollaron lo que ha llegado a conocerse como micro-TC. La micro-TC utiliza un fuente de rayos X con un diseño de haz cónico, y la resolución de este sistema depende de factores como el intensificador de imagen y el diámetro de punto de la fuente. La micro-TC ha llegado a constituir la técnica “gold standard” para la evaluación de la morfología y micro-estructura ósea en el ratón y otros pequeños animales de experimentación *ex vivo*. La micro-TC utiliza los datos de proyecciones de rayos X atenuadas en múltiples ángulos para reconstruir una representación 3D del espécimen que caracteriza la distribución espacial de la densidad material. Los aparatos de micro-Tc actuales consiguen un tamaño de vóxel tan pequeño como unos pocos micrómetros, lo que es suficiente para investigar estructuras como las trabéculas óseas del ratón, con una anchura de aproximadamente 30 a 50 μm (*Martin-Badosa y cols.*, 2003).

INTRODUCCIÓN

Existen otros sistemas para la obtención de imágenes 3D del hueso trabecular, como el microscopio tomográfico de rayos X (XTM) que utiliza radiación sincrotrónica monocromática, no cónica, y con radiación paralela que evita algunas distorsiones producidas por el diseño en haz cónico; y la resonancia magnética nuclear (MRI), que no serán abordados por encontrarse fuera del objeto de estudio del presente trabajo.

Dentro de los métodos no invasivos, la micro-TC presenta una serie de ventajas que la señalan como una de las futuras técnicas “gold-estándar” para la evaluación de la micro-estructura ósea en 3D. Actualmente, la micro-TC alcanza resoluciones mayores de 1,6 mm, que permiten la determinación del grado de porosidad y de los procesos de micro-remodelación (**Fig.1.4**), (**Tabla 1.2**). Además, la reconstrucción de imágenes que permite el análisis de la micro-arquitectura ósea en 3D mediante micro-TC añade información a las imágenes obtenidas mediante histomorfometría clásica, la cual representa la estructura ósea de forma mucho menos precisa e inconexa (*Dapía-Robleda y cols.*, 2005). Ambas aproximaciones diagnósticas serán tratadas en el presente estudio.

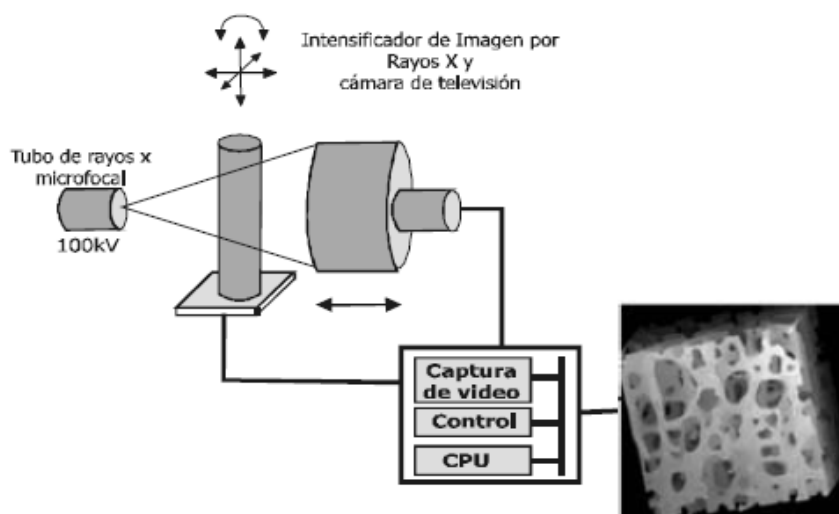


Fig.1.4. Esquema de funcionamiento de un micro-TC.

Ventajas
Adquisición de imágenes 2D y 3D de forma no destructiva
Técnica no invasiva
Permite monitorizar de forma continua cambios no estructurales
Gran resolución que permite la determinación de estructuras de forma precisa ($<1,6 \mu\text{m}$)
No es necesario ningún pretratamiento de la muestra
Capaz de calcular medidas en 3D sin necesidad de asumir ningún modelo
Capaz de determinar importantes características como el Índice de Modelo Estructural y la Densidad Conectiva
A partir de los resultados obtenidos, se pueden entender los mecanismos de acción de medicamento así como la naturaleza de ciertas enfermedades óseas
Desventajas
Alto coste
Alta radiación

Tabla 1.2. Ventajas e inconvenientes de la micro-TC.

Los parámetros que más comúnmente emplea la micro-TC para describir la cantidad de hueso son similares a los de la histomorfometría clásica, permitiendo determinar variables como el volumen óseo, el volumen de tejido o la superficie ósea. Los parámetros métricos arquitecturales del hueso trabecular se pueden determinar directamente, al contrario que en histomorfometría clásica, a partir de las imágenes en 3D sin necesidad de asumir un modelo geométrico. El grosor medio trabecular se calcula de forma directa a partir de la determinación del grosor local de cada vóxel que representa hueso, mientras que la separación media trabecular se obtiene a partir del grosor de las cavidades medulares (*Dapía-Robleda y cols., 2005*).

Además de la cuantificación de parámetros métricos referentes a la calidad ósea, se pueden calcular parámetros no métricos que aportan información sobre la estructura 3D del hueso analizado, como las morfología de placa o plato versus tubo o barra de las trabéculas óseas, por medio del índice del modelo estructural ("Estructural Model

INTRODUCCIÓN

Index”, SMI). Para una estructura trabecular ideal de placa y tubo, el valor SMI es 0 y 3, respectivamente (*Hildebrand & Rüegsegger, 1997a*). En función de la relación volumétrica entre placas y tubos (platos y barras), el SMI varía entre esos dos valores. Las muestras óseas menos densas tienen una relación placa-tubo (o plato-barra) menor. Las imágenes generadas por micro-TC permiten calcular los parámetros histomorfométricos estándar así como otros parámetros adicionales, como el número de Euler, el índice de conectividad inversa o el grado de anisotropía ([Tabla 1.3](#)).

Parámetros 2D		Parámetros 3D	
T.Ar	Área Trabecular	TV	Volumen Trabecular
B.Ar	Área Ósea	BV	Volumen Óseo
TBPf	Factor de Modelo Trabecular	Conn.D	Densidad Conectiva
BV/TV	Fracción Volumétrica Ósea	BV/TV	Fracción Volumétrica Ósea
Tb.N	Número Trabecular	Tb.N	Número Trabecular
Tb.Th	Grosor Trabecular	Tb.Th	Grosor Trabecular
		Tb.Sp	Separación Trabecular
		SMI	Índice de Modelo Estructural

Tabla 1.3. Principales variables morfológicas que se pueden determinar mediante micro-TC en 2D y en 3D.

El primer estudio que utilizó micro-TC para cuantificar la morfología ósea fue la exploración de los cambios del hueso subcondral en un modelo de osteoartritis en el cerdo de Guinea (*Layton y cols., 1988*). Desde entonces, la micro-TC se ha empleado para diversos fines (*Bouxsein y cols., 2010*), como: 1) estudio del crecimiento y desarrollo; 2) estudio de los fenotipos esqueléticos de diversos modelos murinos; 3) estudio de ratones alterados genéticamente; 4) estudio de modelos animales de enfermedades como la osteoporosis postmenopáusica o la

INTRODUCCIÓN

distrofia renal; 5) estudio de interacciones farmacológicas; 6) estudios mecánicos de carga y descarga; 6) estudio de la cicatrización de fracturas; 7) estudios de morfología articular. El presente trabajo aborda la morfología de la micro-estructura ósea de los huesos maxilares que soportan implantes dentales por medio del análisis de biopsias de hueso humano por micro-TC, hecho este muy escasamente tratado en la literatura.

1.9. Histomorfometría por medio de microscopía óptica y electrónica en la determinación de variables micro-estructurales óseas.

A modo de validación interna del propio estudio con micro-TC, se realizó histomorfometría clásica empleando microscopía óptica y electrónica. A continuación se resumen de modo sucinto algunas de las técnicas empleadas, como la microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) y el “mapping” de calcio con espectroscopia de energía dispersiva (EDS), que serán expuestas con más detalle en el apartado de Materiales y Métodos.

Microscopio electrónico de transmisión (TEM)

Se trata de un microscopio que utiliza un haz de electrones para visualizar un objeto debido a que la potencia amplificadora de un microscopio óptico está limitada por la longitud de onda de la luz visible. Debido a que los electrones tienen una longitud de onda mucho menor que la luz pueden mostrar estructuras mucho más pequeñas. El flujo de electrones acelerados ilumina una sección muy fina de la muestra, ya sean tejidos, células u otro material. La lente enfoca este haz y lo dirige hacia el objeto que se observa, cuya preparación exige técnicas especiales. Los electrones chocan

INTRODUCCIÓN

contra la preparación, sobre la cual se desvían de manera desigual. Con el objetivo se enfoca la imagen, que es ampliada por la lente de proyección. Pueden aumentar la muestra un millón de veces.

Microscopio electrónico de barrido (SEM)

Es un microscopio que usa electrones y no luz visible para formar la imagen. Tiene una gran profundidad de campo. Al igual que el anterior, produce imágenes de alta resolución, es decir, las características especialmente cercanas en la muestra pueden ser examinadas a una alta magnificación. La preparación de las muestras es relativamente sencilla, pues la mayoría de SEMs sólo requieren que estas sean conductoras. En caso contrario, la muestra es recubierta con una capa de metal delgado, y es barrida con electrones enviados desde un cañón. Un detector mide la cantidad de electrones enviados que arroja la intensidad de la zona de muestra, siendo capaz de mostrar figuras en 3D, proyectadas en una imagen de televisión. Aunque permite una menor capacidad de aumento que el TEM, permite apreciar con mayor facilidad texturas y objetos en 3D que hayan sido pulverizados metálicamente antes de su observación. Por esta razón solamente pueden ser observados organismos muertos, y no se puede ir más allá de la textura externa que se quiera visualizar. La limitación fundamental del SEM como visualizador de imágenes es que requiere que las muestras soporten un ambiente de alto vacío sin deteriorarse.

Microscopio de barrido de baja vacío (ESEM)

La estructura del ESEM mantiene las ventajas de los otros SEM de generaciones anteriores, pero elimina la limitante de alto vacío para un ambiente determinado. Se pueden observar muestras sucias, aceitosas y no conductoras en su estado natural,

INTRODUCCIÓN

sin efectuar modificaciones o preparaciones, con lo que se abren nuevos campos de estudio, como el análisis de la tensión, compresión, deformación, propagación de grieta, adherencia, calentamiento, enfriamiento o congelación. Para valorar el hueso neoformado se emplea ESEM, espectroscopia de energía dispersiva (EDS), mapping de Calcio y micro-TC.

Espectroscopia de rayos X

La espectroscopia de rayos X es un nombre genérico que abarca todas aquellas técnicas espectroscópicas utilizadas para determinar la estructura electrónica de los materiales mediante excitación por rayos X. La espectroscopia de rayos X tiene una amplia gama de aplicaciones, en especial en la determinación de estructuras cristalinas y muestras sólidas. Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética con una energía muy superior a la radiación ultravioleta que permite su absorción por los electrones de core. Los rayos X son especialmente capaces de penetrar estructuras cristalinas: su longitud de onda, de un orden de magnitud igual al de las distancias interatómicas, hace que se difracten, produciendo los patrones de difracción del cristal.

La absorción, difracción, emisión, fluorescencia y dispersión de los rayos X se utilizan en muchas técnicas espectroscópicas que nos aportan información sobre la estructura y la composición de la materia: 1) la difracción de rayos X en materiales cristalinos se utiliza para obtener su estructura cristalina; 2) la fluorescencia de rayos X nos aporta información sobre la superficie de la muestra; 3) emisión electrónica Auger.

INTRODUCCIÓN

La espectroscopia de rayos X permite el estudio del espectro luminoso de los cuerpos, con amplificaciones en física, química y astronomía, entre otras disciplinas científicas. El análisis espectral en la cual se basa, permite detectar la absorción o emisión de radiación electromagnética de ciertas energías, y relacionar estas energías con los niveles de energía implicados en una transmisión cuántica. La espectroscopia de energía dispersiva (EDS) de rayos X es una herramienta analítica que permite determinar las características de la superficie de un material (implante), la composición inorgánica de las aleaciones, la forma de las partículas y las dimensiones físicas de las muestras (*Postiglione y cols.*, 2003).

“Mapping” de Calcio

Es una medida realizada con EDS, en combinación con el microscopio de barrido de bajo vacío (ESEM), mediante el cual se determina con exactitud la presencia de calcio en la superficie del material estudiado. Aplicado en implantología, permite identificar y localizar la presencia de hueso neoformado o en neoformación en la interfase hueso-implante y demostrar, por tanto, la actividad de la superficie del implante (*Xue y cols.*, 2005).

2. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Habida cuenta de la existencia de numerosas clasificaciones subjetivas de la densidad ósea de los huesos maxilares, se hace necesario contar con una herramienta que permita al clínico cuantificar de forma objetiva la densidad del hueso sobre el que se va a realizar la inserción de implantes dentales. Esto es de vital importancia en tanto en cuanto, en base a estudios previos, se ha demostrado que aquellas zonas de los huesos maxilares con densidad ósea baja muestran tasas de supervivencia implantaria menores que las zonas de hueso con mayor densidad.

Por otro lado, el advenimiento de nuevas herramientas de radio-diagnóstico en el territorio maxilofacial ha permitido implementar, con precisión creciente, la información que aportaba la radiología convencional (radiología simple de cráneo, ortopantomografía, radiografía periapical). La utilización de la tomografía computarizada (TC) se hace imprescindible en muchas ocasiones, y deseable en todas, para la correcta planificación de la inserción de implantes dentales. Esto es tanto más cierto cuanto mayor es la complejidad del caso tratado. Junto con este aumento en la precisión diagnóstica, las técnicas de planificación preoperatoria de la colocación de implantes mediante programas informáticos y su posterior transferencia mediante el uso de férulas quirúrgicas ha permitido aumentar la precisión del tratamiento. Esto es importante para la consecución de los niveles terapéuticos óptimos y para disminuir la tasa de complicaciones inherentes al acto quirúrgico, con las potenciales implicaciones médico-legales derivadas de las mismas.

La capacidad de la TC médica convencional para evaluar la densidad ósea de modo objetivo ha sido referida previamente, pero la alta radiación suministrada al paciente y el elevado coste hacen que no se utilice de modo rutinario en implantología dental.

JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

En relación con estos aspectos, la TC de haz cónico ofrece unas ventajas substanciales sobre la TC médica convencional, aunque su capacidad para evaluar de modo objetivo la densidad de los huesos maxilares no ha sido aun abordada en clínica humana.

La validación de la TC de haz cónico como herramienta diagnóstica para la cuantificación de la densidad ósea radiológica de los huesos maxilares podría suponer un beneficio importante para el paciente sometido a la colocación de implantes dentales, por cuanto pueden determinarse de modo preoperatorio las condiciones óseas locales ideales para la colocación de los mismos desde el punto de vista de la supervivencia implantaria. Paralelamente, dado que el uso de la TC de haz cónico supone una disminución de la dosis de radiación recibida por el paciente y una reducción de los costes generados en relación con la TC médica convencional, la demostración de la relación de la densidad ósea radiológica con la microestructura del hueso, podría permitir su generalización en cirugía implantológica.

3. OBJETIVOS

1. Principal

Valorar la utilidad de la tomografía computarizada (TC) de haz cónico como herramienta para determinar la densidad ósea radiológica (DOR) de modo preoperatorio y su relación con la densidad ósea histomorfométrica expresada como fracción volumétrica ósea (BV/TV) obtenida mediante micro-TC de biopsias óseas del sitio de colocación de implantes dentales endoóseos en los huesos maxilares.

2. Secundarios

2.1. Estudiar la relación existente entre la DOR obtenida mediante TC de haz cónico y otras variables micro-estructurales óseas: grosor trabecular (Tb.Th), separación trabecular (Tb.Sp), número trabecular (Tb.N), índice de conectividad inverso o factor del patrón trabecular (Tb.Pf), índice del modelo estructural (SMI), grado de anisotropía (DA) y dimensión fractal (FD); obtenidas mediante micro-TC de biopsias de los huesos maxilares en los sitios de colocación de implantes dentales endoóseos.

2.2. Estudiar la relación existente entre las distintas variables micro-estructurales óseas obtenidas mediante micro-TC de biopsias de los huesos maxilares en los sitios de colocación de implantes dentales endoóseos.

2.3. Estudiar la relación existente entre: 1) DOR obtenida mediante TC de haz cónico y la estabilidad implantaria primaria obtenida por medio del análisis de la frecuencia de resonancia (AFR), en los sitios específicos de colocación de implantes dentales endoóseos.

4. HIPÓTESIS

Se establecieron las siguientes hipótesis nulas:

1. No existe correlación significativa entre la densidad ósea radiológica (DOR) evaluada mediante TC de haz cónico y la densidad ósea histomorfométrica expresada como fracción volumétrica ósea (BV/TV) obtenida mediante micro-TC de biopsias óseas a nivel del sitio de colocación de implantes dentales endoóseos en los huesos maxilares en clínica humana.
2. No existe correlación significativa entre la DOR evaluada mediante TC de haz cónico y otras variables micro-estructurales óseas: grosor trabecular (Tb.Th), separación trabecular (Tb.Sp), número trabecular (Tb.N), índice de conectividad inverso o factor del patrón trabecular (Tb.Pf), índice del modelo estructural (SMI), grado de anisotropía (DA) y dimensión fractal (FD); obtenidas mediante micro-TC de biopsias en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos a nivel de los huesos maxilares en clínica humana.
3. No existe correlación significativa entre la DOR evaluada mediante TC de haz cónico y la estabilidad implantaria primaria determinada mediante análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos a nivel de los huesos maxilares en clínica humana.

Frente a dichas hipótesis nulas se establecieron sus correspondientes hipótesis alternativas, a saber:

1. Existe correlación significativa entre la densidad ósea radiológica (DOR) evaluada mediante TC de haz cónico y la densidad ósea histomorfométrica expresada como fracción volumétrica ósea (BV/TV) obtenida mediante micro-TC

HIPÓTESIS

de biopsias óseas a nivel del sitio de colocación de implantes dentales endoóseos en los huesos maxilares en clínica humana.

2. Existe correlación significativa entre la DOR evaluada mediante TC de haz cónico y otras variables micro-estructurales óseas: grosor trabecular (Tb.Th), separación trabecular (Tb.Sp), número trabecular (Tb.N), índice de conectividad inverso o factor del patrón trabecular (Tb.Pf), índice del modelo estructural (SMI), grado de anisotropía (DA) y dimensión fractal (FD); obtenidas mediante micro-TC de biopsias en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos a nivel de los huesos maxilares en clínica humana.
3. Existe correlación significativa entre la DOR evaluada mediante TC de haz cónico y la estabilidad implantaria primaria determinada mediante análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos a nivel de los huesos maxilares en clínica humana.

Nuestra hipótesis de trabajo establece que la utilización de la TC de haz cónico para la determinación de los valores de DOR en el sitio de planificación de la colocación de implantes dentales endoóseos en los huesos maxilares permitiría predecir la densidad ósea histomorfométrica en términos de BV/TV obtenida mediante micro-TC de biopsias óseas de los sitios específicos de colocación de implantes dentales.

El estudio trata de demostrar la aplicabilidad de la TC de haz cónico en la determinación prequirúrgica de las características densitométricas locales del hueso maxilar que influirían sobre parámetros relacionados con la supervivencia de los implantes dentales colocados en el paciente específicamente en las áreas de planificación pre-operatoria y transferidos por medio de modelos estereolitográficos,

HIPÓTESIS

como es la densidad ósea histomorfométrica expresada en términos porcentuales de volumen óseo en relación al volumen tisular total.

5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1. Diseño del estudio.

El esquema de trabajo fue el siguiente:

1. Inclusión de pacientes desdentados a nivel del maxilar superior o mandíbula subsidiarios de tratamiento rehabilitador por medio de implantes dentales endoóseos.
2. Adquisición de imágenes de los huesos maxilares de los pacientes incluidos en el estudio por medio de TC de haz cónico i-CAT[®] Modelo 17-19.
3. Medición de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) en unidades NTC a lo largo del eje mayor del implante dental planificado por medio del programa informático de planificación pre-operatoria Nobel-Guide[®] (Nobel Biocare AB[®], Goteborg, Sweden).
4. Fabricación de la guía quirúrgica estereolitográfica a partir de la planificación de la colocación de los implantes dentales endoóseos.
5. Obtención de biopsia ósea cilíndrica de $\Phi 2.0$ mm por medio de una trefina introducida a través del orificio exacto de la guía quirúrgica del implante analizado.
6. Colocación del implante dental y determinación de la estabilidad implantaria primaria por medio de la medición del valor ISQ mediante el análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) con el aparato Ostell[™]Mentor.
7. Análisis de las variables micro-estructurales del hueso por Micro-TC (SkyScan[®]1172) procedente de las biopsias óseas: volumen óseo (BV), volumen total (TV), fracción volumétrica ósea (BV/TV), grosor trabecular

(Tb.Th), número trabecular (Tb.N), conectividad inversa (Tb.Pf), índice del modelo estructural (SMI), grado de anisotropía (DA) y dimensión fractal (FD).

8. Obtención de variables histomorfométricas obtenidas mediante el análisis histológico convencional de 10 biopsias óseas previamente analizadas por micro-TC. Fundamentalmente se analizaron los parámetros: fracción ósea (%Hueso) y fracción de tejido conjuntivo (%Conjuntivo). Las biopsias óseas fueron analizadas mediante microscopía óptica de luz visible y microscopía óptica de campo oscuro, microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) y tinción histológica con azul de toluidina; se obtuvieron los valores medios de las cuatro técnicas en relación al porcentaje de hueso y tejido conjuntivo.
 9. Análisis estadístico de variables (SPSS 15.0).
-

5.2. Pacientes e implantes dentales endoóseos.

Criterios de inclusión

1. Paciente mayor de 18 años sin antecedentes personales de interés, no fumador, desdentado maxilar o mandibular total o parcial subsidiario de tratamiento rehabilitador por medio de implantes dentales endoóseos.
2. Presencia de hueso en cantidad suficiente en altura y anchura para la inserción de implantes dentales endoóseos de 4,0 x13 mm de forma primaria en el sitio implantario de evaluación, sin precisar cirugía pre-implantológica de colocación previa de injerto óseo.

MATERIALES Y MÉTODOS

3. Aceptación por parte del paciente del tratamiento propuesto y su inclusión para estudio clínico y fotográfico, para lo cual se informó de modo oral y por escrito al paciente, que firmó los respectivos consentimientos informados.

Criterios de exclusión

1. Presencia de procesos infecciosos locales o sistémicos en el momento de la cirugía o de modo pre-quirúrgico.
2. Patología ósea sistémica del tipo osteoporosis u osteopetrosis.
3. Patología renal, enfermedad neoplásica o alteraciones en el metabolismo del calcio.
4. Patología local benigna o maligna en los huesos maxilares.
5. Traumatismos o realización de procedimientos quirúrgicos sobre los huesos maxilares.
6. Cirugía pre-implantológica o pre-protésica previa.
7. Consumo previo o activo de bifosfonatos.
8. Administración previa de tratamiento radioterápico en cabeza y cuello.

Implantes dentales endoóseos

Los parámetros como técnica quirúrgica, geometría y propiedades de la superficies de los implantes dentales se mantuvieron constantes en el presente estudio. Todos los implantes fueron colocados por un mismo cirujano. Por lo tanto, se excluye la posibilidad de influencia del tipo de implante o la técnica quirúrgica en los resultados obtenidos. Las diferencias halladas en la estabilidad de los implantes se deben

consecuentemente a las características del hueso del sitio implantario. Se emplearon implantes dentales Nobel Speedy™Groovy de 4,0 mm de anchura a nivel del cuerpo del implante, 4,1 mm de anchura a nivel de la plataforma, y 13 mm de longitud. Se trata de un implante universal autorroscante de dos piezas con conexión de pilar de hexágono externo y diseño ligeramente cónico. El ápice del implante presenta cuatro cámaras de corte y un diámetro inferior. La plataforma del implante es regular.



Fig.5.1. Implante dental endoóseo utilizado en el estudio.

5.3. Método de análisis de la Densidad Ósea Radiológica (DOR) por TC de haz cónico.

Los pacientes incluidos en el presente trabajo se sometieron a la realización de un estudio de TC de haz cónico, por medio del cual se obtuvieron imágenes de los huesos maxilares, receptores de la colocación de implantes dentales. La digitalización de las imágenes radiográficas obtenidas por TC de haz cónico permitió generar una serie de imágenes 3D de los huesos maxilares de los pacientes sometidos al estudio, como base para definir y evaluar las posiciones de los implantes dentales de modo pre-operatorio.

Para la obtención de las imágenes de los huesos maxilares se utilizó el TC de haz cónico i-CAT® Modelo 17-19 (Imaging Sciences International LLC, Hatfield, PA

MATERIALES Y MÉTODOS

19440, USA) (**Fig.5.2**). Este sistema consta de una fuente de rayos X con un tubo SXR 130-15-0,5 que proporciona un voltaje de 120 KVp y una corriente de 3 a 7 mA con forma de onda del voltaje de potencial constante, punto focal situado a 0,5 mm y ciclo de trabajo del 3%. El ánodo está fabricado en cobre fundido al vacío con objetivo de tungsteno; el cátodo es un tubo de vacío de níquel con filamento de tungsteno. La distancia de la fuente al sensor es de 71,4 cm, y la distancia de la fuente al paciente (centro de rotación) 49,53 cm. La filtración mínima (a 120 KVp) (mm de equivalente de aluminio) es de 10 mm o más. La forma y tamaño del haz de rayos X es cónica rectangular de 23,8 cm de ancho x 5 a 19,2 cm de altura. El sistema proporciona un colimador automático denominado i-PAN a partir de un cono rectangular de 11 x 16 cm que permite no exceder el área de lectura del detector de imágenes. El detector de imágenes es un panel plano de silicón amorfo de 23,8 cm de ancho x 19,2 cm de altura. El campo visual estándar del sistema permite un máximo de 23,2 cm de diámetro x 17 cm de altura. Una película de exploración permite un posicionamiento adecuado y calibra la dosis de radiación.

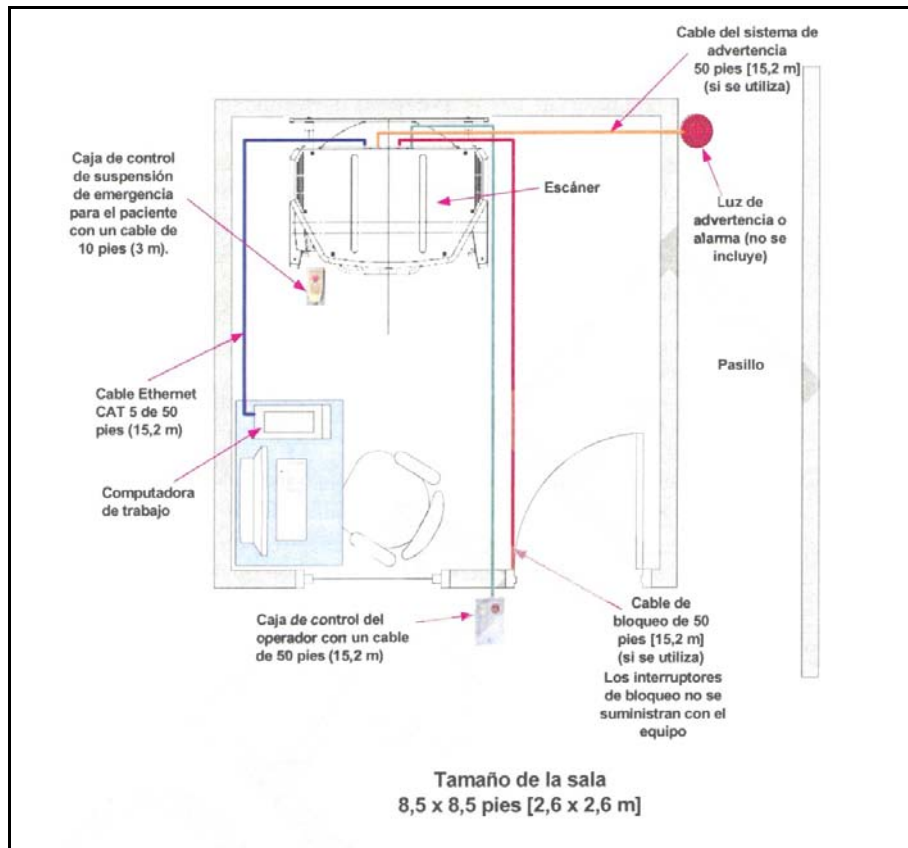


Fig.5.2. Vista de planta de la instalación de TC de haz cónico i-CAT® (*Imaging Sciences International LLC, 1910 North Penn Road, Hatfield, PA 19440, USA*)
Modelo 17-19.

Las imágenes registradas se colocan sobre un chip de dispositivo de carga acoplada (o CCD) con una matriz de 752 x 582 píxeles. Son convertidas entonces en cortes axiales, sagitales y coronales y permite reformatearlas a una visión tradicional de imágenes radiográficas así como a imágenes tridimensionales de tejidos blandos y óseos. En el presente trabajo la adquisición de imágenes se realizó por medio de un giro único de 360°, con un tiempo de escaneo mínimo de 8,9 segundos para las dos arcadas maxilares. Para la adquisición de las imágenes se utilizó el siguiente protocolo (**Fig.5.3, Fig.5.4**):

MATERIALES Y MÉTODOS

- 1) El paciente toma asiento con la vista al frente y el mentón fijo en el soporte para el mismo. Fue necesario restringir el movimiento de los pacientes en el momento del escaneo, para evitar el artefacto de la imagen.
- 2) Se desliza el soporte de la cabeza hacia delante para una mayor estabilidad de la misma, y se coloca la correa para la cabeza alrededor de la frente.
- 3) Las luces de alineación que proporciona el sistema son dos: a) horizontal, situada en el plano oclusal entre los labios o plano de Frankfurt ligeramente inclinado hacia arriba; y b) vertical, situada 3,5 cm por delante del cóndilo mandibular.

En el procesamiento de las imágenes obtenidas por TC de haz cónico en la presente serie se utilizó un procesador con un disco duro de 200 GB y 2 GB de memoria RAM y el sistema Windows XP Professional. De modo general, la resolución de la imagen viene determinada por el tamaño del vóxel. Los posibles tamaños de vóxel que permite el sistema son 0,2 mm, 0,25 mm, 0,3 mm y 0,4 mm. En general, cuanto más pequeño es el tamaño de los vóxeles y más largo es el tiempo de escaneo, se obtiene una imagen de mayor resolución, aunque se incrementa el tiempo de reconstrucción de la imagen. En el presente estudio se trabajó con un tamaño del vóxel de 0,2 mm, para conseguir imágenes de alta resolución.

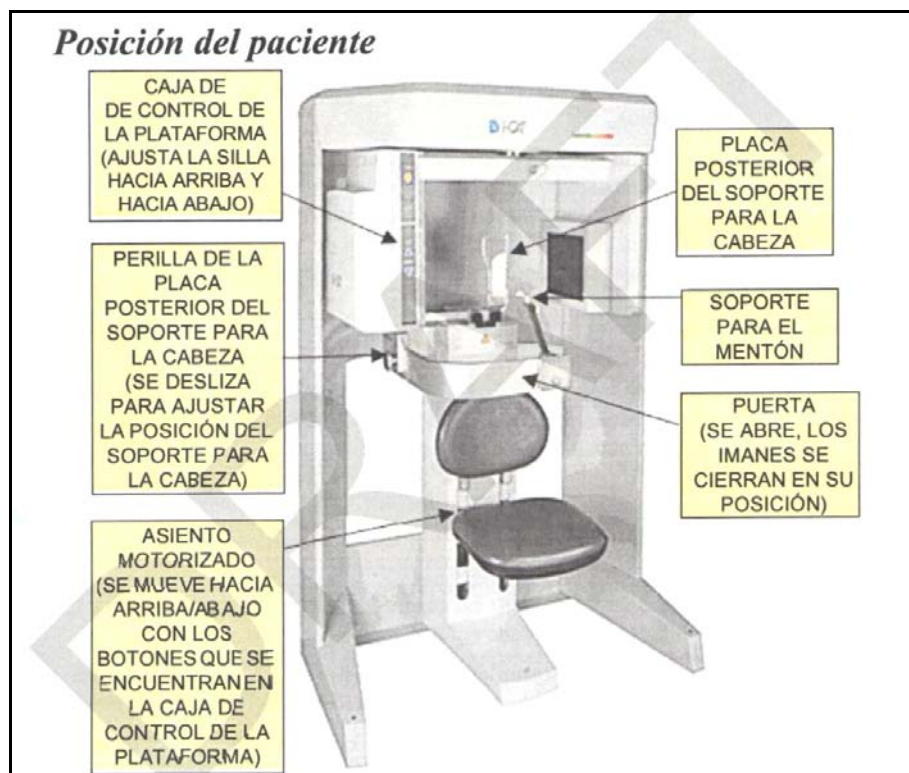


Fig.5.3. Esquema de la TC de haz cónico como i-CAT® (*Imaging Sciences International LLC, 1910 North Penn Road, Hatfield, PA 19440, USA*) Modelo 17-19.

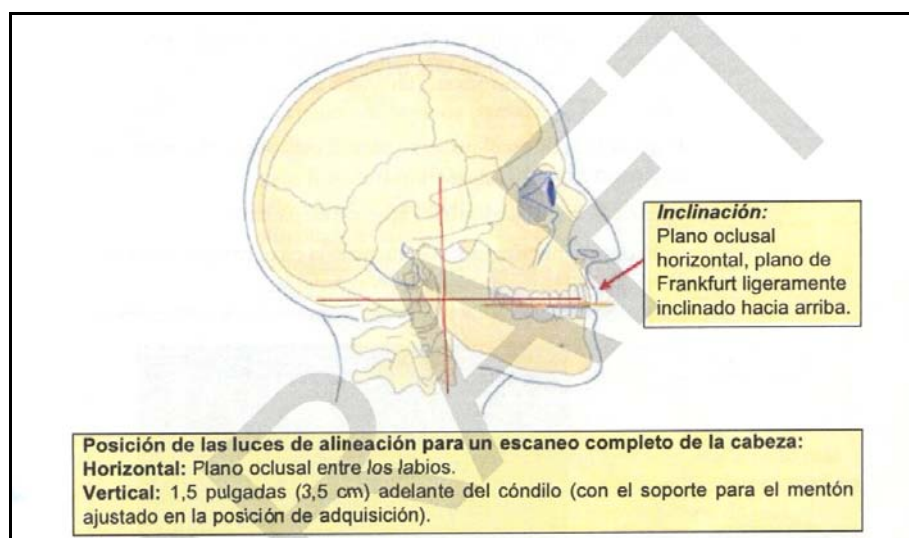


Fig.5.4. Esquema del posicionamiento de la cabeza y luces de alineación horizontal y vertical para el escaneo por medio de TC de haz cónico.

MATERIALES Y MÉTODOS

Una vez procesadas las imágenes de TC de haz cónico, se procedió a su exportación al programa informático de planificación de la colocación de implantes dentales NobelGuide™ (Nobel Biocare AB®, Zurich, Switzerland). El concepto de tratamiento por medio de NobelGuide™ se inicia con la elaboración de una férula radiológica, duplicado de la prótesis dental removible del paciente. La guía radiográfica representa el esbozo de la futura rehabilitación protésica. El protocolo incluyó dos estudios de TC de haz cónico: uno del paciente con la férula colocada y otro de la propia férula. Se obtuvieron imágenes en formato DICOM (“Digital Imaging and Communications in Medicine”). En base a los marcadores esféricos visibles en ambos escaneados y, por medio del software convertidor de TC de haz cónico, estos se fusionaron con precisión generándose un modelo 3D de los huesos maxilares. A partir de estos modelos se planificó la colocación virtual de los implantes dentales Nobel Speedy™Groovy (Nobel Biocare®, Zurich, Switzerland) en las áreas edéntulas de los huesos maxilares subsidiarios de tratamiento rehabilitador. De entre los implantes que cumplieron las condiciones dimensionales anteriormente citadas (4,0 x 13 mm), se escogieron, de modo aleatorio, uno o varios por paciente para el análisis densitométrico del hueso sobre el que se planificó su inserción.

Seguidamente, sobre las imágenes de TC de haz cónico y por medio del programa informático anteriormente citado, se obtuvo el valor medio de densidad ósea en términos de unidades de densidad ósea radiológica (DOR) a nivel del “core o núcleo central” del implante planificado. En la TC de haz cónico estas unidades vienen definidas como “números TC” (NTC). Este valor medio referido a cada implante incluido en el estudio se calculó a partir de la ponderación de los valores NTC correspondientes a varias esferas de 2,0 mm de diámetro dispuestas a lo largo del

MATERIALES Y MÉTODOS

eje mayor del implante por medio de una herramienta específica del programa NobelGuide™ (**Fig.5.5**, **Fig.5.6**, **Fig.5.7**, **Fig.5.8**, **Fig.5.9**). Como se detalla más adelante, este “core o núcleo central” sobre el que se calculó la DOR media a lo largo del eje mayor de cada implante se correspondió de modo exacto, tanto en longitud como en anchura, con el cilindro de hueso de 2,0 mm de diámetro obtenido mediante trefinado en el sitio de colocación del implante durante el acto quirúrgico, y cuya ultra-estructura ósea fue posteriormente estudiada mediante micro-TC (ver apartados 5.4 y 5.6) en todas las muestras, e histomorfometría convencional en una selección de las mismas.

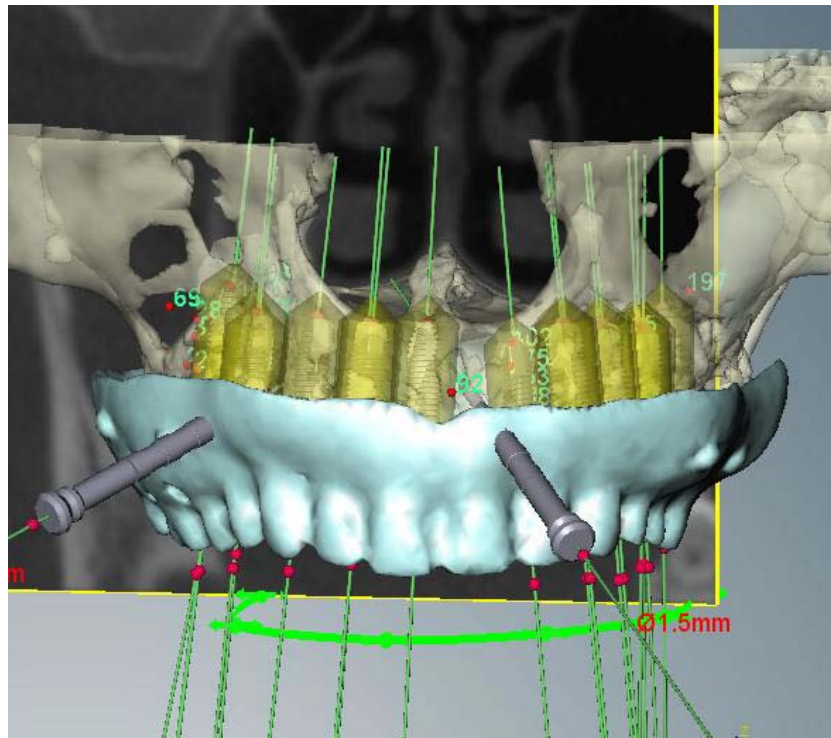


Fig.5.5. Paciente de la biopsia 6. Planificación de la colocación de implantes dentales en el maxilar superior sobre las imágenes de TC de haz cónico mediante el programa NobelGuide™.

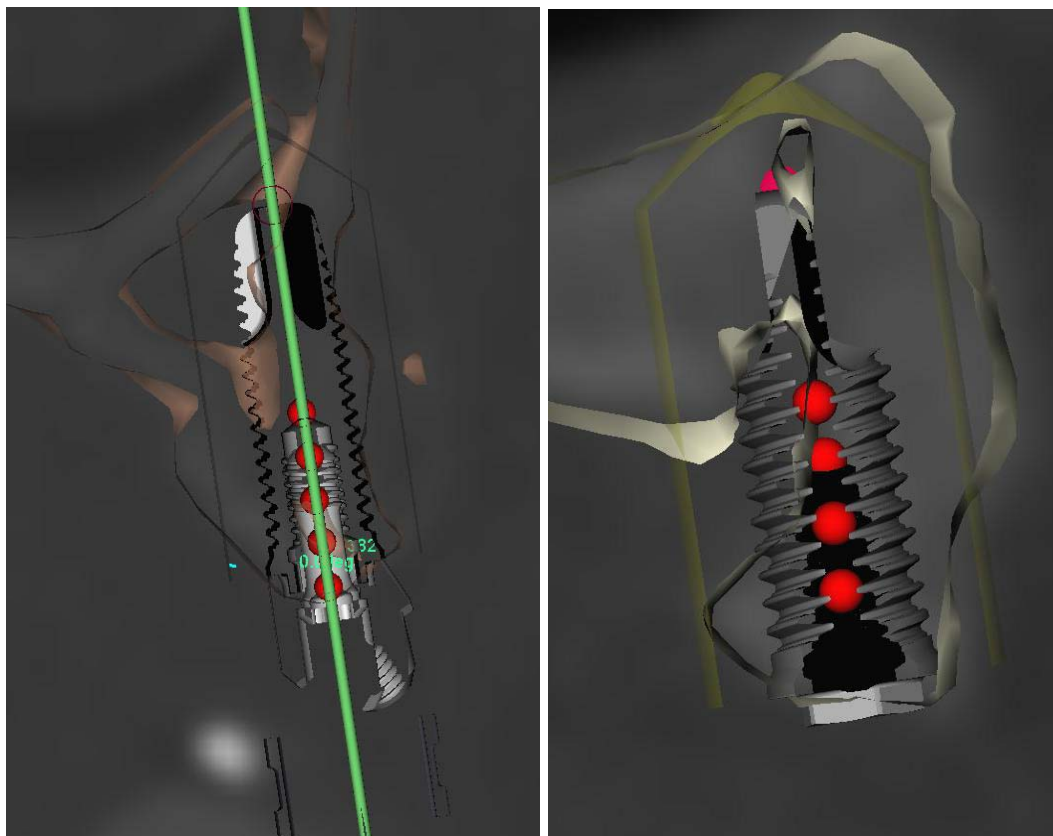


Fig.5.6. Paciente de la biopsia 6. Medición de la DOR axial para uno de los implantes evaluados por medio de esferas de 2 mm de diámetro. Se calculó la DOR axial media a partir de los valores de 5 esferas de \varnothing 2 mm dispuestas de modo equidistante a lo largo del eje mayor del implante evaluado, correspondiente con su núcleo o core, y a lo largo de una distancia idéntica a la correspondiente con la longitud de la biopsia ósea extraída durante el procedimiento quirúrgico de colocación del implante a través del orificio correspondiente de una férula estereolitográfica. Mediante este procedimiento los valores de DOR axial obtenidos en la imagen de TC de haz cónico son los correspondientes a la zona de hueso extraída en la biopsia: existe una correspondencia exacta en términos de posición espacial (determinado por la férula estereolitográfica), diámetro de evaluación (el diámetro de las esferas de medición de la DOR axial es igual al diámetro de la biopsia ósea obtenida por trefinado en el núcleo central de la posición del implante) y longitud de evaluación (las 5 esferas de medición de la DOR axial se situaron equidistantes a lo largo de una longitud -calculada mediante la herramienta de medición de distancia del programa- idéntica a la longitud de la biopsia obtenida).

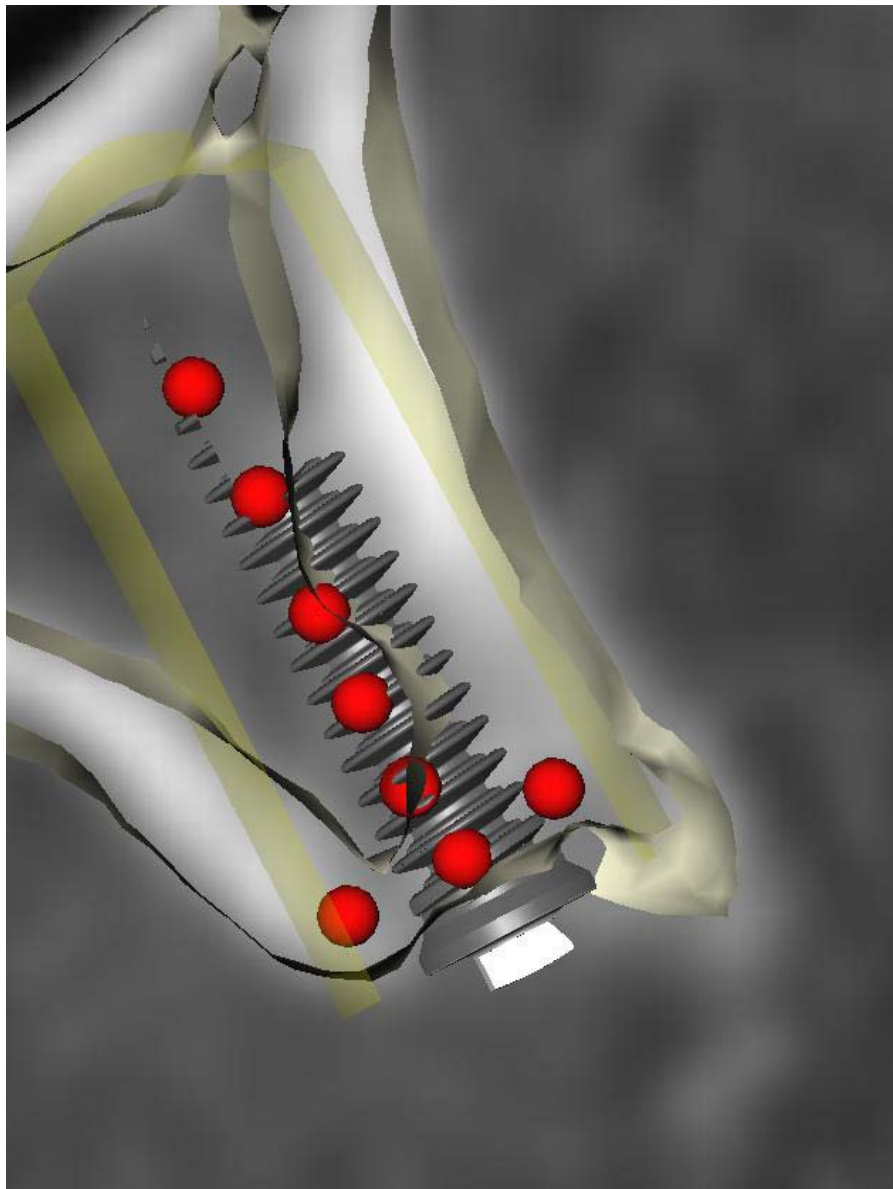


Fig. 5.7. Paciente de la biopsia 14. Medición de la DOR a nivel paraxial mesial y distal para uno de los implantes evaluados por medio de esferas de Ø 2 mm situadas a nivel cortical y medular en la interfaz hueso-implante a lo largo de toda la longitud del implante.

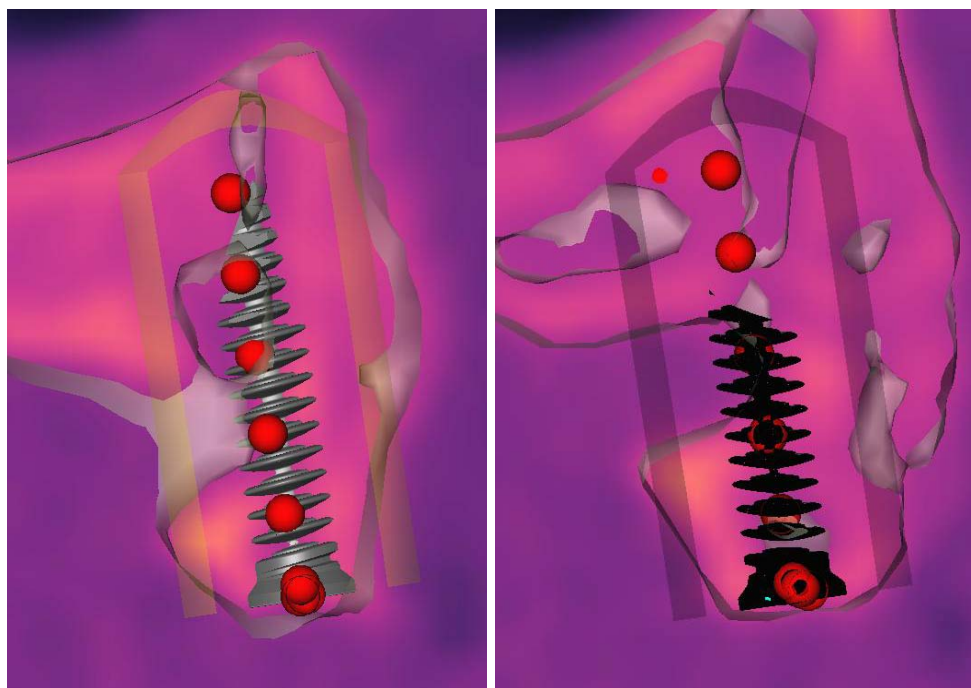


Fig. 5.8. Paciente de la biopsia 6. Medición de la DOR a nivel paraxial mesial y distal para uno de los implantes evaluados por medio de esferas de \varnothing 2 mm situadas a nivel cortical y medular en la interfaz hueso-implante a lo largo de toda la longitud del implante.

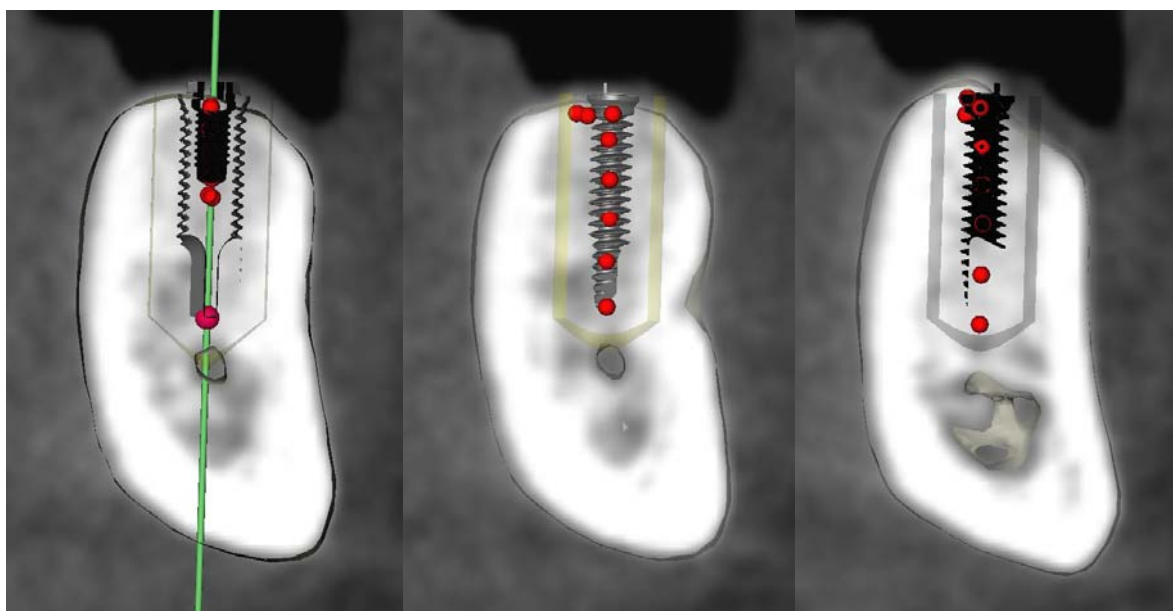


Fig. 5.9. Paciente de la biopsia 30. Medición de la DOR a nivel axial, paraxial mesial y paraxial distal.

5.4. Metodología quirúrgica y extracción de muestras.

Una vez realizada la planificación virtual de la colocación de los implantes dentales a nivel de los huesos maxilares, se fabricó la férula o guía quirúrgica estereolitográfica. Esta guía está formada por una serie de perforaciones correspondientes con la posición y que marcan la orientación de los implantes previamente planificados sobre las imágenes de TC de haz cónico (**Fig.5.10**). De este modo se consigue la colocación de los implantes de manera totalmente guiada. Para el presente estudio se utilizaron guías de soporte mucoso con tres pines de anclaje adicional. Tras la colocación de los implantes, se retiró la férula quirúrgica, como se detalla más adelante.

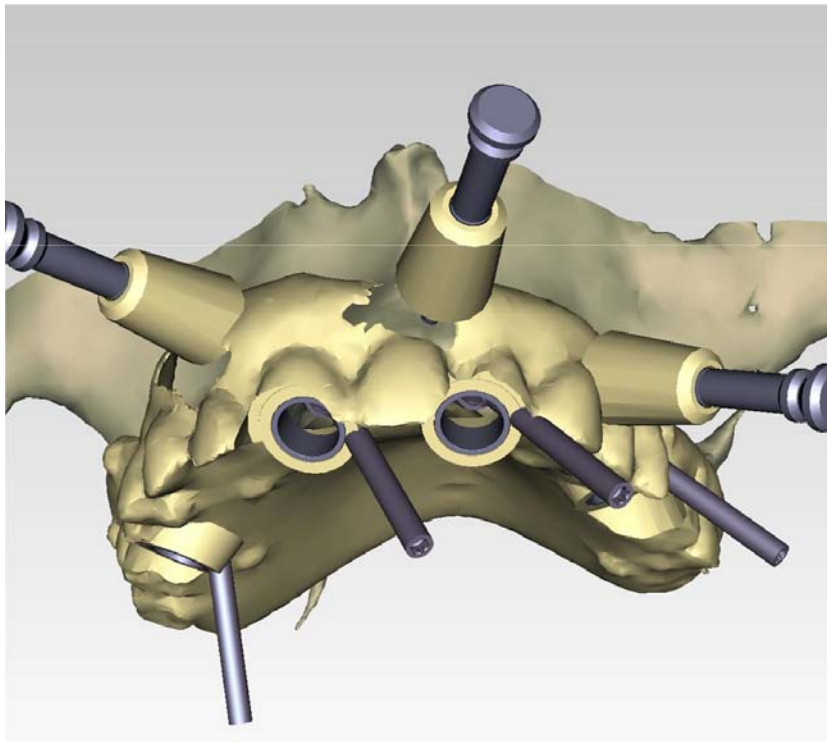


Fig.5.10. Diseño virtual de la guía quirúrgica por medio del programa informático de planificación de la colocación de implantes.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para cada paciente incluido en el presente estudio se evaluaron uno o varios implantes dentales (ver sección de Resultados). Por lo general, por tratarse de un estudio en clínica humana, la mayoría de los pacientes requirieron la colocación de varios implantes dentales de modo simultáneo en uno o ambos huesos maxilares, aunque, por motivos metodológicos, solo se analizó una pequeña fracción de los implantes colocados en cada paciente. Esta situación hizo que el sistema de fresado no fuera idéntico para los implantes evaluados y para los implantes no sujetos a estudio. Para los implantes evaluados, por el propio diseño del estudio y, previo al fresado propiamente dicho, se procedió a la obtención de un cilindro óseo de 2 mm de diámetro por medio de la inserción de una trefina de Ø 2 mm a través de uno de los orificios de la férula quirúrgica estereolitográfica, correspondiente con la posición del implante seleccionado para evaluación de la DOR en el programa NobelGuide™. Todos los pacientes incluidos en el estudio consintieron en la obtención de biopsias de hueso y firmaron el correspondiente consentimiento informado.

De modo general, en el proceso de inserción de los implantes dentales se utilizaron fresas de acero inoxidable quirúrgico recubierto de diamante amorfo. La secuencia de fresado realizada fue la siguiente (**Fig.5.11**):

- 1) Con la guía quirúrgica estereolitográfica en la posición correcta, fresado a través del tubo del tornillo o pin de anclaje (Template Sleeve) del tejido blando y el hueso por medio de una fresa espiral Ø 1,5 mm (Guided Twist Drill Ø 1,5 mm x 20 mm) hasta el tope.
- 2) Colocación de los tornillos o pines de anclaje guiados de Ø 1,5 mm (Guided Anchor Pin Ø 1,5 mm) en el tubo correspondiente para fijar la guía quirúrgica estereolitográfica en la posición adecuada.

3) Fresa inicial guiada (Guided Start Drill/Counterbore Brånemark System® RP) directamente en el tubo del orificio de la guía quirúrgica estereolitográfica, con fresado a tope, para eliminar mucosa.

4) Colocación de la guía de fresa guiada de Ø 2 mm (Guided Drill Guide RP Ø 2 mm) en el tubo de la guía quirúrgica estereolitográfica.

5) Obtención de orificio de 2 mm de diámetro:

5.1) Para los implantes evaluados en el presente estudio: Trefina de Ø 2 mm.

5.2) Para el resto de los implantes no evaluados en el presente estudio: Fresa espiral guiada (Guided Twist Drill 2 x (10+) 7-18 mm) y fresado hasta la profundidad correspondiente con la longitud del implante, utilizando la guía de fresa como guía; las marcas de profundidad de las fresas corresponden a implantes de 7, 10, 13, 15 y 18 mm y deben medirse con la guía de fresa; (10+) indica que las fresas se prolongan 10 mm o más.

6) Retirada de la guía de fresa guiada de Ø 2 mm e introducción de guía de fresa guiada de Ø 3,2 mm (Guided Drill Guide RP Ø 3,2 mm).

7) Fresa espiral guiada (Guided Twist Drill 3,2 x (10+) 7-18 mm) y fresado hasta la profundidad correspondiente con la longitud del implante, utilizando la guía de fresa como guía. Para los implantes incluidos en el estudio la profundidad de fresado fue 13 mm.

8) Introducción del implante Nobel Speedy™ Groovy RP 4,0 x 13 mm a través del orificio generado.

9) Remoción de los pines de anclaje y retirada de la férula quirúrgica estereolitográfica.

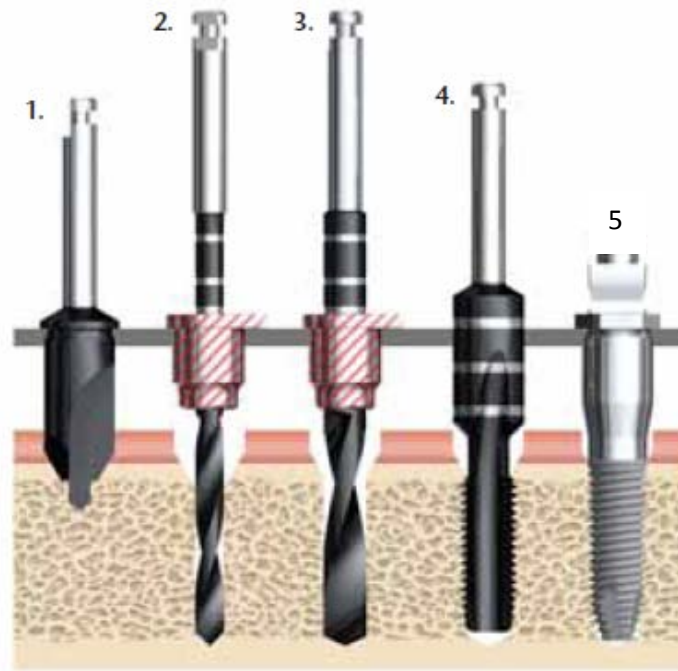


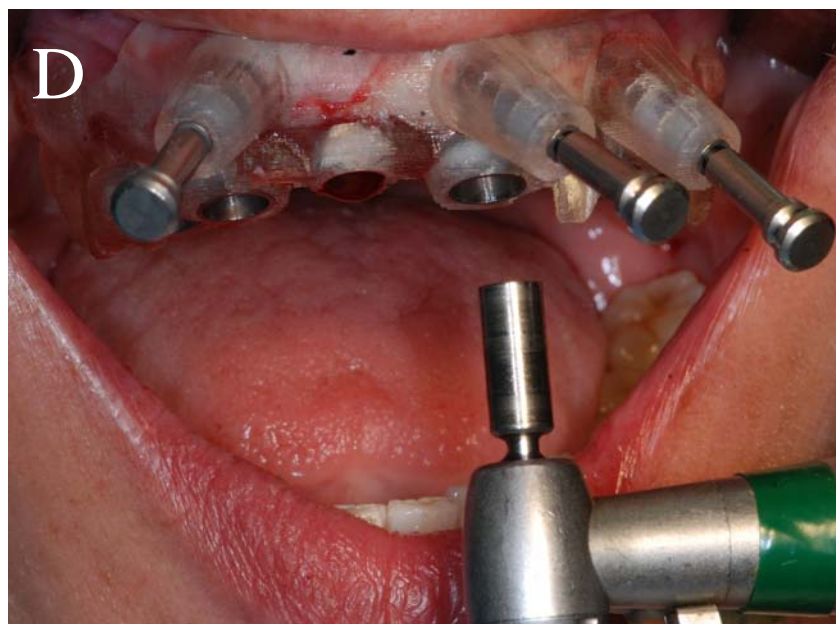
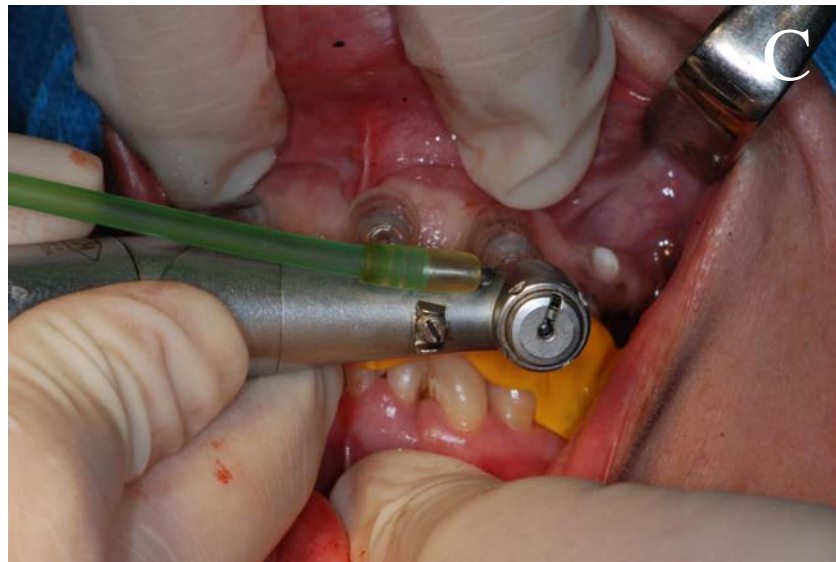
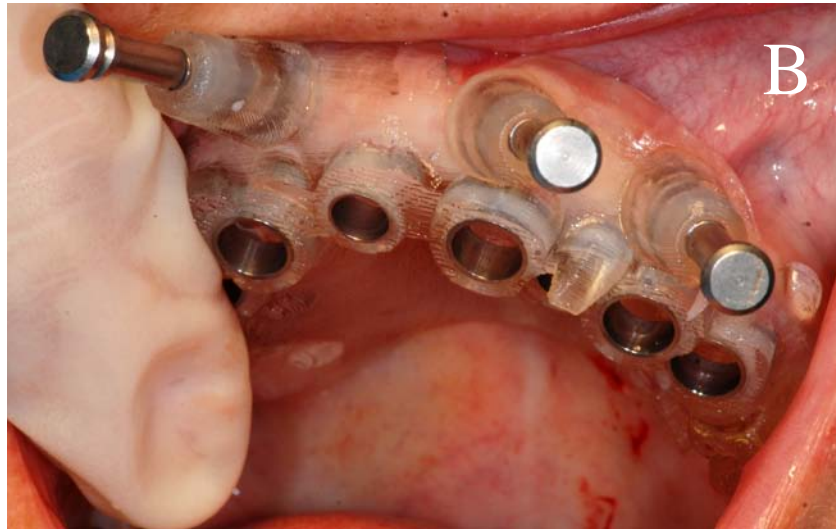
Fig.5.11. Secuencia de fresado estándar para los implantes no incluidos en el estudio colocados a los pacientes intervenidos. El área sombreada en rojo representa la guía de fresa. **1.** Fresa inicial guiada (Guided Start Drill/Counterbore Brånemark System® RP). **2.** Fresa espiral guiada (Guided Twist Drill 2 x (10+) 7-8 mm y fresado hasta la profundidad de 13 mm. **3.** Fresa espiral guiada (Guided Twist Drill 3,2 x (10+) 7-8 mm y fresado hasta la profundidad correspondiente con la longitud del implante. **4.** En la presente serie no se utilizó fresa de creación de muesca en el hueso (opcional según el fabricante). **5.** El último paso es la colocación del implante de 4,0 x 13 mm a través del orificio generado.

Para los implantes incluidos en el estudio no se realizó el paso de fresa referido en los punto **2**, sino la introducción de una trefina de Ø 2 mm. El resultado fue similar al obtenido en la secuencia de fresado estándar para el

resto de los implantes del mismo paciente, es decir, la obtención de un orificio de 2 mm de diámetro. Posteriormente la secuencia de fresado continua con la introducción de la fresa espiral guiada de 3,2 mm referida en el punto y fresado hasta 13 mm de profundidad. **3.** El último paso es la colocación del implante de 4,0 x 13 mm a través del orificio generado.

La velocidad de fresado fue de 1200 rpm, realizándose todo el proceso bajo irrigación interna abundante con suero salino 0,9%. Como puede advertirse en la siguiente iconografía (**Fig.5.12**), la precisión de las férulas quirúrgicas queda determinada por la estabilidad de su fijación en la boca del paciente, lo cual a su vez depende de que los modelos y su escaneado óptico sean perfectos. Entre las guías de fresado y la fresa hay una holgura de solo 0,2 mm, para no añadir desviación angular, y la adaptación entre el cilindro y el porta-implante es total. En este estudio la profundidad de fresado fue controlada y ajustada por el cirujano en 13 mm para la inserción de los implantes incluidos en el estudio.





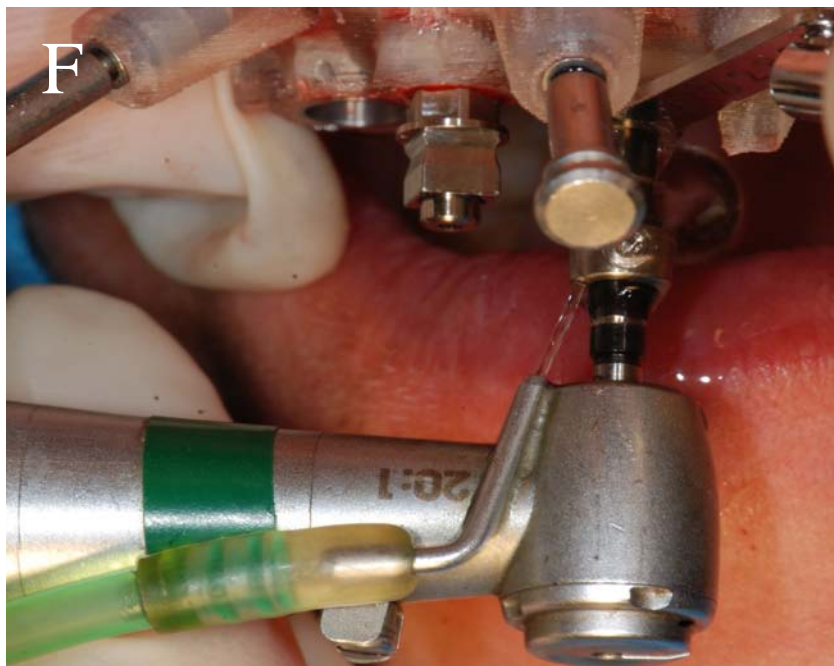




Fig.5.12. Proceso quirúrgico de colocación de implantes dentales en maxilar superior utilizando una férula quirúrgica estereolitográfica mucosoportada. **A.** Adaptación de la férula al maxilar superior con guía de mordida. **B.** Inserción de 3 pines de anclaje al hueso maxilar. **C.** Férula fijada e inmóvil en maxilar superior. **D, E.** Perforación de la mucosa mediante bisturí circular introducido a través de los orificios de perforación de la férula. **F.** Fresado secuencial a través de los orificios de perforación de la férula. Para el implante seleccionado en el estudio, la obtención de la biopsia ósea se realizó inmediatamente antes de esta fase, mediante la introducción de trefina de Ø2 mm a través del orificio de la férula quirúrgica correspondiente con dicho implante. **G.** Colocación de los implantes dentales en maxilar superior. **H.** Retirada de la férula quirúrgica y vista de la inserción de los implantes por vía transmucosa.

5.5. Método de análisis de variables micro-estructurales por Micro-TC.

Preparación y posicionamiento de las muestras

En el presente estudio, no fue preciso eliminar tejidos blandos de las biopsias, pues todas consistieron en hueso nativo obtenido del paciente en el momento de colocación de los implantes dentales en los huesos maxilares (**Fig.5.13**). Todas las

muestras se alinearon a lo largo del eje vertical del aparato de micro-TC, aunque la alineación horizontal también es posible. Es importante conseguir una fijación firme de la biopsia al sustentador para evitar movimientos de la misma durante el escaneado.

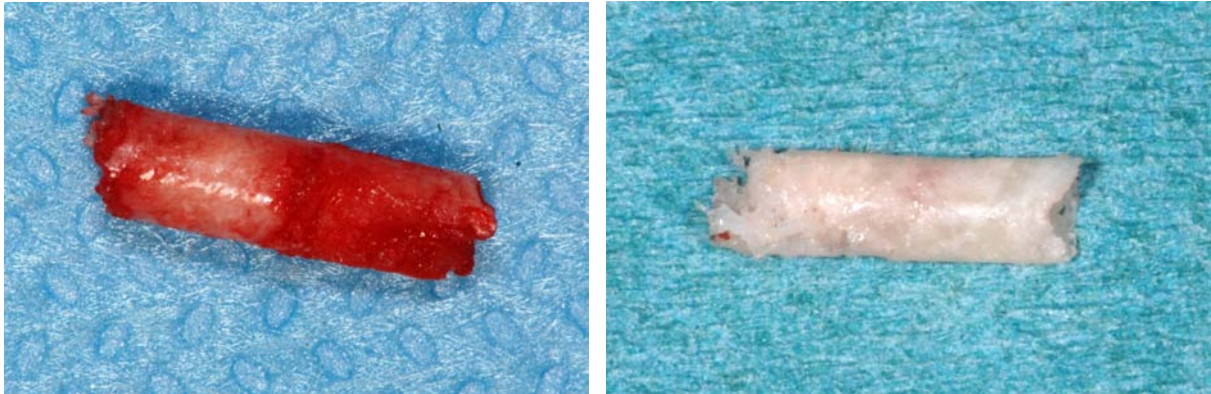


Fig.5.13. Recogida de biopsias óseas en forma de cilindro en el sitio de colocación de implantes dentales en los huesos maxilares.

Escaneado de las muestras

Las muestras, conservadas a -20°C , se escanearon en el equipo de micro-TC de alta resolución SkyScan 1172[®] (SkyScan NV[®], Aartselaar, Bélgica), empleando un voltaje de 100 KeV y una intensidad de corriente de 100 μA . Se utilizó un paso de rotación de $0,4^{\circ}$ (rotación total 180°), obteniendo dos imágenes por cada paso ("frame averaging" 2) y un tiempo de exposición de 450 ms.

Un vóxel es la unidad discreta de volumen resultante de la reconstrucción tomográfica. Es un volumen 3D que representa las dos dimensiones del corte de una pieza y el grosor de la misma. Típicamente, los vóxeles de las imágenes de la micro-TC tienen iguales las tres dimensiones y, por lo tanto, esta prueba determina vóxeles

isotrópicos. Idealmente, se debería utilizar el tamaño de vóxel más pequeño (la mayor resolución) disponible en todos los escaneos; sin embargo, los escaneos de alta resolución requieren más tiempo de adquisición de imágenes y partidas de datos mucho mayores. El tamaño de vóxel no es equivalente a la resolución espacial en la imagen de micro-TC. Para la micro-TC, la relación entre la resolución espacial y el tamaño del vóxel depende de varios factores, como la absorción media de la muestra, el detector de ruido, el algoritmo de reconstrucción, el tamaño y forma del foco de rayos X, la apertura del detector, y la geometría del escáner. Por lo tanto, se debe hablar de la resolución isotrópica nominal o del tamaño del vóxel isotrópico. Se utilizó aire como medio en el que se realizaron todos los escaneos, para obtener un contraste máximo, aunque se pueden emplear otros como etanol, suero salino o formalina tamponada neutra. Fue fundamental realizar todos los escaneos en el mismo medio para poder comparar las muestras.

Reconstrucción de la muestra

El volumen de interés (VOI) en el presente estudio fue toda la pieza en forma de cilindro obtenida de los huesos maxilares en la posición de colocación de los implantes dentales (**Fig.5.14**). En el cálculo de los parámetros se incluyeron la porción de hueso cortical y todo el hueso trabecular obtenido del proceso alveolar del maxilar superior y la mandíbula. Las imágenes obtenidas del escaneado de la muestra se reconstruyeron mediante la aplicación informática Nrecon[®] (SkyScan NV[®], Aartselaar, Bélgica), que utiliza el algoritmo modificado de *Feldkamp* (1984) para obtener los cortes transversales de la muestra. Se realizó el suavizado de la imagen, la corrección de artefactos en forma de anillo (“ring artifacts”) y compensación del endurecimiento de haz (“beam hardening”). “Ring artifacts”:

ocasionalmente, algunos problemas menores como un pixelado defectuoso en la pantalla, un defecto en el escintilador que convierte los rayos X en luz visible, o simplemente la presencia de partículas de polvo en el sistema detector, genera un artefacto que asemeja anillos o medios anillos alrededor del centro de rotación de la imagen reconstruida. La limpieza del sistema corrige estos artefactos en ocasiones. Algunos sistemas, como el empleado en el presente estudio, permiten corregir este artefacto reemplazando electrónicamente el pixelado mediante un promedio con los píxeles de la vecindad.

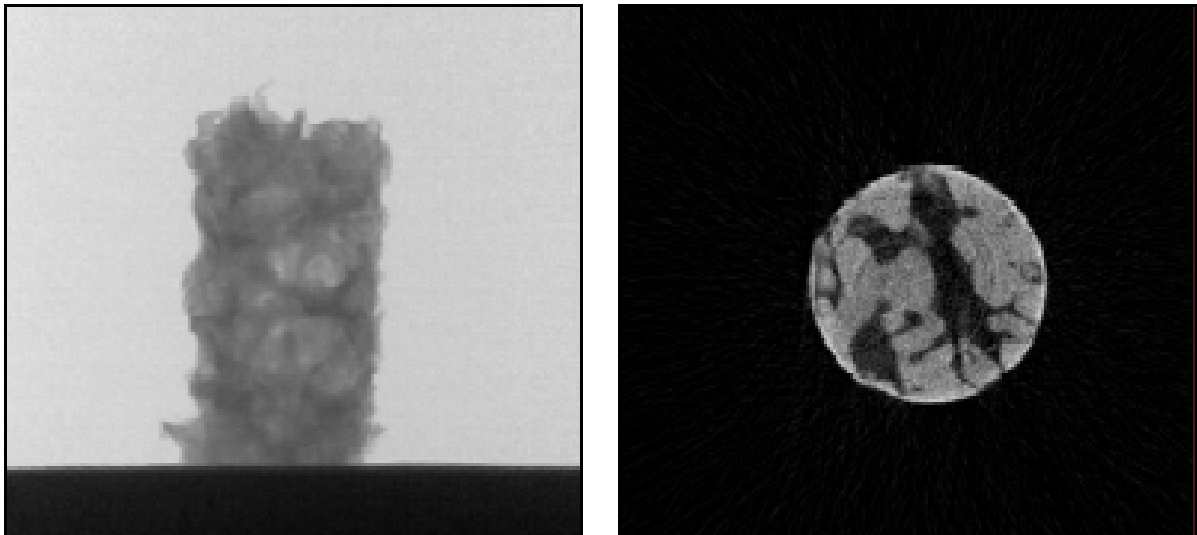


Fig.5.14. Imagen de escaneado (izquierda) y corte transversal obtenido tras el proceso de reconstrucción (derecha).

Análisis cuantitativo

Las variables histomorfométricas analizadas en este estudio incluyeron:

- TV, volumen de tejido o volumen total.
- BV, volumen de hueso.

MATERIALES Y MÉTODOS

- BV/TV, fracción volumétrica ósea
- Tb.Th, grosor trabecular.
- Tb.Sp, separación trabecular.
- Tb.N, número trabecular.
- Tb.Pf, factor de patrón trabecular.
- SMI, índice del modelo estructural.
- DA, grado de anisotropía.
- FD, dimensión fractal.

Volumen Total (TV), Volumen Óseo (BV) y Fracción Volumétrica Ósea (BV/TV)

Son las medidas de volumen y la relación entre ellas en la región analizada. TV es el volumen de tejido o volumen total, es decir todo el volumen ocupado por la región de interés (ROI) analizada, tanto el ocupado por hueso como por los espacios intertrabeculares. Dentro de ésta ROI, el espacio ocupado por hueso es el denominado BV, volumen óseo. La relación entre ambos, BV y TV, se conoce como fracción volumétrica ósea o porcentaje de volumen de hueso (BV/TV). La BV/TV se obtiene sumando el volumen de los vóxeles dentro de los triángulos en los cuales se ha dividido la superficie 3D. Después se divide el número de vóxeles con hueso entre el número total de vóxeles. La densidad mineral ósea (DMO) puede obtenerse a partir de los vóxeles que contienen hueso, por medio de una escala de grises y mineralización (g/cm³), que representa la proporción de cristales de hidroxapatita (Nuzzo y cols., 2002).

Grosor Trabecular (Tb.Th) y Separación Trabecular (Tb.Sp)

El grosor trabecular (Tb.Th) es el grosor medio tridimensional de las trabéculas, calculado a partir de cada vóxel que representa hueso. De manera análoga, la separación trabecular (Tb.Sp) es el grosor de los espacios huecos definidos por la binarización del volumen de interés. Se calcula a partir de la inversa de la distancia media entre los ejes medios de la estructura (**Fig.5.15**). Ambas variables se calculan mediante un complejo método que utiliza esferas para el análisis espacial. De modo genérico se basan en un cálculo 3D denominado “relleno de esferas”, que consiste en determinar el diámetro de la esfera más grande posible que puede ser ajustada dentro de cada vóxel que es completamente contenido dentro del objeto (trabécula, Tb.Th) o del espacio libre (espacio trabecular, Tb.Sp), y posteriormente promediar esos diámetros. La ventaja de este método es que se obtiene no solo las medias de los valores de Tb.Th y Tb.Sp, sino también las desviaciones estándar de esos valores medios.

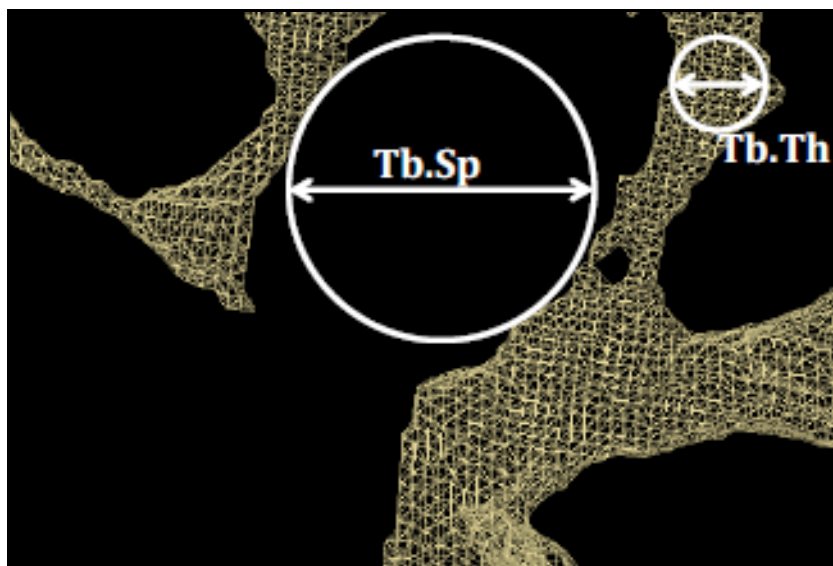


Fig.5.15. Representación del cálculo de la Tb.Sp y del Tb.Th.

Número Trabecular (Tb.N)

El Número Trabecular (Tb.N) viene definido por el número de veces que se atraviesan las trabéculas por unidad de longitud por una vía arbitraria a través del volumen de interés. Su cálculo se basa en el trazado de una línea que atraviese la ROI y en el conteo del número de veces que dicha línea es atravesada por trabéculas (**Fig.5.16**). Por supuesto, el cálculo del Tb.N implica el lanzamiento de infinitud de líneas en todas las direcciones, calculándose el promedio de todas ellas.

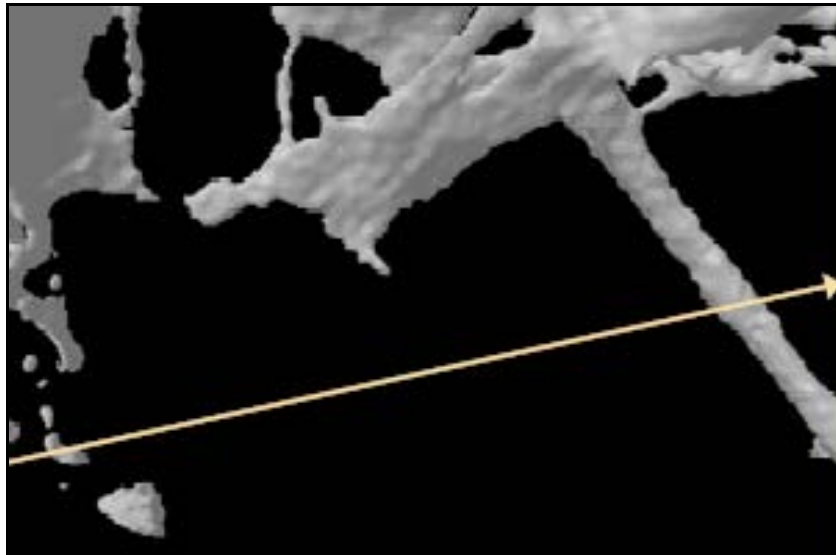


Fig.5.16. Representación del cálculo del Tb.N. En la imagen el Tb.N es 2 (la línea lanzada atraviesa trabéculas dos veces).

Factor del Patrón Trabecular (Tb.Pf)

El Índice de Conectividad Inversa o Factor del Patrón Trabecular (Tb.Pf) es un índice de conectividad inversa: cuanto más alto es su valor menos conectadas están las estructuras. Se basa en el cálculo de un índice de convexidad o concavidad relativa

de la superficie ósea total, basándose en el principio de que la concavidad de las superficies trabeculares implica conectividad, mientras que la convexidad indica estructuras desconectadas y aisladas.

Índice del Modelo Estructural (SMI)

Atendiendo a su morfología, las trabéculas se pueden dividir en trabéculas en forma de plato o placa y trabéculas en forma de tubo o barra (**Fig.5.17**). El Índice del Modelo Estructural (SMI) es un parámetro introducido por *Hildebrand & Rüegsegger* (1997a) que indica la prevalencia relativa de trabéculas en forma de placa o en forma de tubo. Indica la prevalencia relativa de las estructuras tubulares y planas en la red trabecular. Se calcula por análisis diferencial de la superficie triangulada de una estructura 3D utilizando un modelo matemático.

En el trabajo original de *Hildebrand & Rüegsegger* (1997a) el SMI se definió comprendido en un intervalo de valores de 0 a 4, donde 0 se correspondía con una estructura en forma de placa ideal, 3 con un cilindro ideal, y 4 con una esfera ideal. Así, una muestra con un valor de SMI de 2,5 se corresponde con una mayoría de trabéculas en forma de tubo, mientras que en una muestra con un SMI de 0,5 prevalecen las trabéculas en forma de placa. Normalmente, las trabéculas en forma de placa se asocian a una mayor resistencia ósea.

Sin embargo, aunque este valor fue determinado para oscilar entre 0 y 4, pueden aparecer valores fuera de este rango, como sucedió efectivamente en el presente estudio, para valores de BV/TV muy altos o muy bajos, y la interpretación de estos resultados es muy difícil.

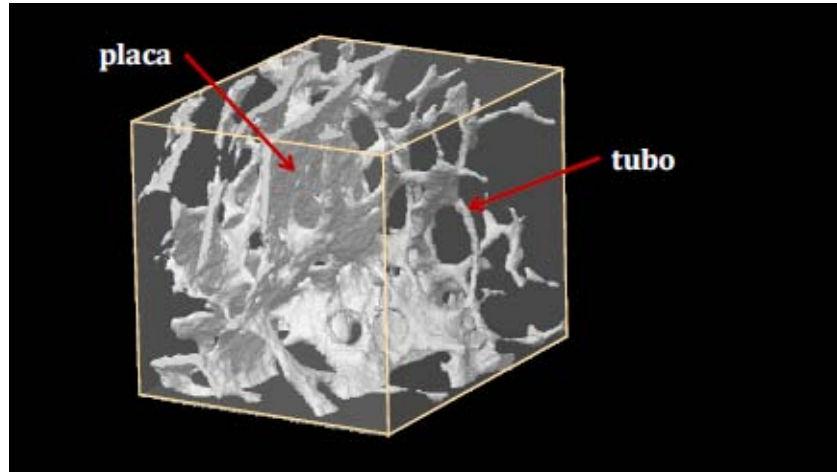


Fig.5.17. Ejemplo de trabéculas en forma de placa y en forma de tubo.

Grado de anisotropía (DA)

El Grado de Anisotropía (DA) es una medida de la simetría del objeto, o de la presencia/ausencia de estructuras alineadas en una determinada dirección. Además del BV/TV, el DA es probablemente el parámetro más determinante de las propiedades mecánicas de una estructura 3D (Odgaard, 1997). El concepto de isotropía se refiere a la orientación espacial regular o irregular de una estructura. Una estructura isotrópica tiene un DA de 1, mientras que una estructura anisotrópica tiene un valor de DA superior a 1. El DA puede obtenerse de una imagen 3D, y se incrementa con la disminución de la resistencia biomecánica del hueso, y se reduce con la orientación trabecular causada por las cargas (orientación isotrópica).

Dimensión Fractal (FD)

La Dimensión Fractal (FD) es un indicador de la complejidad de la superficie de la muestra, que cuantifica de qué manera la superficie de la muestra llena el espacio. La FD se calcula usando del método de *Kolmogorov* o “*box counting*”. Para el cálculo

en 3D, el volumen de interés se divide en un conjunto de cubos iguales, y se cuenta el número de cubos que contienen parte de la superficie ósea. Este proceso se repite con un intervalo de tamaños de cubo de 2 a 100 píxeles. El número de cubos que contienen parte de la superficie ósea se representa frente a la longitud del cubo en un gráfico logarítmico, y se obtiene la FD de la pendiente de regresión logarítmica. Las características fractales del hueso trabecular y los métodos para medir la FD han sido discutidos previamente (*Chapard y cols.*, 2001).

5.6. Análisis histológico mediante microscopía óptica y electrónica. Espectroscopia de Energía Dispersiva (EDS) y Mapping de Calcio.

Método de preparación de las muestras óseas

Diez de las 39 biopsias óseas, tras el análisis histomorfométrico por medio de micro-TC y mantenidas a -20°C, se seleccionaron para estudio histomorfométrico por histología convencional. Las muestras fueron deshidratadas en soluciones progresivas de alcohol etílico. El proceso de deshidratación se efectuó a través de un gradiente de soluciones de etanol, partiendo de 60% hasta 100%. Las soluciones al 60%, 80% y 90% fueron preparadas con etanol 98%. Para la preparación al 100% se empleó etanol absoluto. Después las muestras se introdujeron en una solución de acetona 50% y etanol 98% y, posteriormente, en xileno puro. Las muestras colocadas en los diferentes recipientes estériles se bañaron durante tiempos fijos: 1) etanol/agua 60%, 2 horas; 2) etanol/agua 80%, 4 horas; 3) etanol/agua 90%, 12 horas; 4) etanol absoluto, 24 horas; 5) acetona/etanol 50%, 6 horas; y 6) xileno 100%, 2 horas. Después del baño en las diferentes soluciones, las muestras fueron

MATERIALES Y MÉTODOS

extraídas de los recipientes, drenadas y secadas en una incubadora durante 25 horas a 60°C.

Una vez realizado este proceso, se procedió al proceso de embutición, corte, rebaje y pulido de las muestras. Estas fueron montadas en resina epoxi fría EpoFix (una resina epoxi de catalización lenta, que cataliza a temperatura ambiente) y se curaron a temperatura ambiente en una cámara de vacío durante 48 horas. Los bloques así obtenidos fueron cuidadosamente pulidos, a mano con papel de carburo de silicona 500#, hasta dejar al descubierto la parte media de la muestra. Seguidamente, las secciones fueron cortadas con papeles de carburo de silicona 1200# y 2400# hasta lograr la planitud de la muestra (ausencia de rugosidad perceptible) con secciones de $50 \pm 10 \mu\text{m}$, empleando una hora aproximadamente por cada muestra. El grosor de la sección fue comprobado en intervalos regulares con el microscopio. En este punto se tomaron las imágenes de los bloques con microscopía óptica de luz visible y microscopía óptica de campo oscuro.

Los bloques fueron metalizados con una capa de oro por PVD y, para la determinación de los elementos presentes, se empleó un espectroscopio de energía dispersiva (EDS) modelo INCA-300®, acoplado a un microscopio electrónico de barrido de bajo vacío (ESEM) JEOL JSM-5500LV® (Akishima City, Tokyo, Japan) a 20 KeV, obteniendo imágenes de electrones secundarios. La técnica utilizada permitió la detección de elementos situados por encima del carbono (incluido) en la tabla periódica de elementos y en concentraciones superiores al 0,5% en peso. La composición de Ca y P de muestras escogidas se muestra en las figuras de la sección de resultados.

MATERIALES Y MÉTODOS

La contraparte del bloque se fijó a un porta de metacrilato (24 x 29 mm) con dos gotas de resina EpoFix y colocada al vacío. Después de 48 horas se seccionó el bloque con una cortadora de precisión Accutom-50 y una hoja de óxido de aluminio. La lámina restante (100-120 μm de grosor) se redujo de grosor con carburo de silicio y papeles progresivos 500#, 1200# y 2400# hasta un grosor de 50 μm , momento en el que se procedió a su tinción histológica y observación al microscopio óptico.

Las muestras fueron teñidas con una solución alcalina de azul de toluidina concentrado a 35°C y se observaron al microscopio óptico con esta tinción. Se realizaron microfotografías de las muestras al completo, para la evaluación histológica y la cuantificación. Para proteger el material teñido, la superficie de las muestras fue cubierta con una lámina microscópica y almacenadas en lugar oscuro.

Lectura e interpretación de las imágenes

Análisis de imagen

La evaluación histomorfométrica se realizó con un sistema de microfotografía digital (Nikon Kodak[®] Ltd, Rochester, NY, USA). Se realizó el análisis de las imágenes mediante dos programas de ordenador: Image-Pro AMS 5.1[®] (Media Cybernetics[®], Inc., Bethesda, USA) y Adobe Photoshop 7 portable[®] (Adobe[®], San José, CA, USA). Se empleó el programa de edición fotográfica de forma manual para definir las áreas de estudio.

Interpretación de las imágenes

Según el procesamiento de la muestra y el tipo de microscopía empleada, determinados materiales y tejidos se ven más resaltados y pueden hacer variar la percepción de su

porcentaje total en la muestra. De forma general, la microscopía óptica de luz visible muestra con más claridad el tejido conjuntivo, mientras que la microscopía óptica de campo oscuro permite diferenciar con más precisión la cerámica del hueso. La microscopía óptica con tinción histológica con azul de toluidina permite apreciar las áreas de cerámica, hueso viejo y hueso neo-formado en un gradiente de color y, finalmente, la microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) permite distinguir sin dudas el hueso de la cerámica. En este último caso, y dado que al nivel de ampliación necesario para discriminar entre hueso y cerámica la muestra no entraba en una sola exposición, fue necesario realizar entre tres y cuatro fotografías por cada muestra y efectuar luego una superposición automática (ver figuras en el apartado de resultados). A modo de detalle, en referencia a las técnicas de microscopía antedichas:

1. **Microscopía óptica de luz visible:** Se observa sobre bloques completos. El hueso aparece en siena claro (su color natural), la cerámica (de mayor densidad) en marrón oscuro y el tejido conjuntivo en amarillo claro y/o blanco.
2. **Microscopía óptica de campo oscuro:** Se observa sobre bloques completos. El hueso aparece en color blanco nacarado, la cerámica con mayor densidad aparece en un color blanco limpio y el tejido conjuntivo de color gris a negro.
3. **Microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM):** Para el análisis de imágenes se obtuvieron 3 o 4 imágenes a una ampliación x40 de partes separadas de la muestra. Posteriormente esas imágenes parciales se fusionaron en una sola imagen (ver resultados), que fue sobre la que se realizó el análisis histomorfométrico. El hueso aparece en un color gris claro, dentro del cual se

pueden observar los osteocitos y el sistema de conductos haversiano; la cerámica aparece de un color blanco níveo, sin estructuras internas. Para determinar el nivel de calcio en cada zona se realizó un análisis elemental semi-cuantitativo por micro-sonda de difracción de electrones (espectroscopio de energía dispersiva (EDS)) acoplado al microscopio ESEM. En la sección de resultados, este proceso se ilustra mediante un ejemplo de reconocimiento de áreas por el sistema de análisis de imágenes, correspondiente con una de las 10 biopsias óseas sometidas a análisis mediante histomorfometría convencional.

4. **Microscopía óptica con tinción histológica con azul de toluidina:** Los bloques se cortaron y redujeron a secciones de 50 μm ; después se pulieron con un paño fino y teñido con azul de toluidina. Esta tinción permitió distinguir los núcleos en color azul, el hueso mineralizado en color malva, el tejido conjuntivo (osteoide) incoloro-azul pálido, y la cerámica en color azul oscuro, casi negro.

Microscopio electrónico de barrido de bajo vacío (ESEM)

La microscopía de barrido de baja vacío (ESEM) (JEOL® JSM-5910LV, Akishima City, Tokyo, Japón) fue realizada directamente sobre las secciones histológicas embebidas en resina, previo a su tinción con azul de toluidina. Las mediciones fueron realizadas utilizando el sistema analítico de imagen Omnimet® (Buehler, Lake Bluff, IL, USA), con verificación por planimetría digital.

Análisis elemental por EDS y Mapping de Calcio

Se empleó la espectroscopia de energía dispersiva (EDS) de rayos X como una herramienta analítica que permitió determinar las características de la superficie de

un material, la composición inorgánica de las aleaciones, la forma de las partículas y las dimensiones físicas de las muestras. Se empleó mapping de calcio, descrito como una medida realizada con EDS, en combinación con el microscopio de barrido de bajo vacío (ESEM), para determinar con exactitud la presencia de calcio en la superficie del material estudiado. En el presente estudio, el mapping de calcio permitió diferenciar, en las biopsias analizadas, el hueso nativo medular de los fragmentos de hueso cortical o impurezas catalogadas con el nombre de “cerámicas”.

Variables del estudio por histomorfometría convencional

Mediante el análisis histomorfométrico de las imágenes obtenidas con las 4 técnicas de microscopía antedichas, se obtuvieron los valores de las variables: porcentaje de hueso (%Hueso), porcentaje de tejido conjuntivo (%Conjuntivo) y porcentaje de cerámica (%Cerámica) para cada una de las 10 biopsias óseas analizadas y referidas a cada una de las técnicas de microscopía. Asimismo, se obtuvo unas variables resumen, resultado de la ponderación de los valores de cada una de las 4 técnicas de microscopía antedichas, que se denominaron: 1) Media %Hueso; 2) Media %Conjuntivo; y 3) Media %Cerámica. En la sección de resultados se detallan todos los valores de las variables para las 10 biopsias óseas analizadas por histomorfometría convencional.

5.7. Método fotográfico.

Se realizaron fotografías intraorales de todos los sitios de colocación de los implantes dentales, durante el procedimiento quirúrgico inicial de inserción de los implantes, en la fase de colocación de los pilares de cicatrización y tras la rehabilitación protésica implantosoportada (estos dos últimos pasos no se refieren a la metodología requerida en el presente estudio, aunque forma parte del protocolo de rehabilitación dental implantosoportada utilizada por el equipo clínico). Para la realización de la fotografía clínica se empleó la cámara fotográfica Nikon 300 EOS 400D® (Nikon Co., Chiyoda-ku, Tokyo, Japón) con un macro de 100 mm Macro Ring Lite MR-14EX.

5.8. Análisis estadístico.

Las variables cualitativas se resumieron con su frecuencia absoluta y el porcentaje relativo a la categoría de pertenencia. Las variables cuantitativas se resumieron con la media y la desviación estándar. Se refirieron los rangos y la mediana y cuartiles 1 y 3 (o percentiles 25 y 75) para cada una de las variables cuantitativas.

En el análisis univariante, se utilizó la prueba de Chi cuadrado para el estudio de variables cualitativas. La relación entre las variables dicotómicas y las continuas se analizó con la prueba t de Student. Cuando la variable presentó más de dos categorías se utilizó el análisis de la varianza de una vía (ANOVA).

En el análisis por sectores de los huesos maxilares, se establecieron 4 grupos de comparación: sector anterior del maxilar superior (maxilar superior comprendido

MATERIALES Y MÉTODOS

entre los dos caninos 13 y 23, incluyéndolos); sector posterior del maxilar superior (maxilar superior desde los caninos, sin incluirlos, hacia la tuberosidad maxilar; sector anterior mandibular (mandíbula comprendida entre los dos caninos 33 y 43); sector posterior mandibular (mandíbula desde los caninos, sin incluirlos, hacia el trígono retromolar). Los grupos fueron:

- **Grupo 1:** Sector anterior del maxilar superior.
- **Grupo 2:** Sector posterior del maxilar superior.
- **Grupo 3:** Sector anterior mandibular.
- **Grupo 4:** Sector posterior mandibular.

Se calcularon los valores de la media y desviación estándar de las variables DOR axial, DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular de cada uno de los grupos. Para analizar si existían diferencias entre las medias de las variables entre 3 o más grupos se utilizó el análisis de la varianza (ANOVA). Se utilizó una *prueba a posteriori* para conocer exactamente entre qué grupos existía una diferencia estadísticamente significativa. Para analizar si existían diferencias entre las variables (Grupo 1 + Grupo 2) y (Grupo 3 + Grupo 4) se utilizó la prueba t-Student para muestras independientes.

Para la búsqueda de correlaciones entre las diferentes variables cuantitativas se empleó la regresión logística, que permitió el cálculo del coeficiente de correlación de Pearson (r), el sentido y trazado de las curvas de correlación y su pendiente y, en último término, el cálculo de ecuaciones de regresión que relacionaron las variables analizadas.

5.9. Soporte informático.

Se creó una base de datos utilizando el programa Excell 2007[®] para Windows (Microsoft, Redmond, USA). Los cálculos estadísticos fueron realizados con el paquete estadístico SPSS 15.0[®] para Windows (SPSS Inc., Chicago, USA). Para la realización de los gráficos se utilizó el programa Keynotes[®] para Mac Os (Apple Inc., Cupertino, CA, USA) y para la redacción del manuscrito el programa Word 2007[®] para Windows (Microsoft, Redmond, USA).

6. RESULTADOS

6.1. Estadística descriptiva general.

La serie analizada se compuso de 31 pacientes con áreas desdentadas en maxilar superior y/o mandíbula que requirieron la colocación de implantes dentales endoóseos para rehabilitación dental implantosoportada. Se obtuvieron 52 biopsias óseas de estos 31 pacientes en el sitio de colocación de los implantes dentales planificados de modo pre-operatorio, cuyos valores de densidad ósea radiológica media fueron calculados con la herramienta de medida de densidad ósea en el programa Nobel-Guide™, utilizando las imágenes en formato DICOM obtenidas por el TC de haz cónico i-CAT®. De las 52 biopsias analizadas, 39 fueron finalmente incluidas en el presente estudio, por la calidad de las mismas a lo largo del proceso de extracción y análisis por medio de micro-TC. La edad media de la serie de pacientes fue $51,56 \pm 13,78$ años (rango: 20-79) (**Fig.6.1**), con una distribución por sexos de: hombres 44% y mujeres 56% (**Fig.6.2**); y una relación hombre:mujer de 4:5 (**Tabla 6.1**). La edad media de los hombres fue 49,75 años y la de las mujeres 52,54. La distribución por grupos de edad de la serie fue: 0-25 años: 8,82%; 26-50 años: 35,29%; 51-75 años: 50%; >75 años: 5,88% (**Fig.6.3**), observándose una amplia mayoría de los pacientes en el rango etario entre los 26 y los 75 años (85,29%). Como se observa en el gráfico plot-box de la **Fig.6.1**, un 50% de la muestra se concentra en el segmento entre los 40 y los 60 años.

De los 39 implantes colocados, 26 (66%) lo hicieron en el maxilar superior y 13 (33%) en la mandíbula. Considerando los sectores anteriores, tanto a nivel maxilar como mandibular, como los comprendidos entre ambos caninos, incluyéndolos, y los

RESULTADOS

sectores posteriores como los situados por detrás de los caninos, sin incluirlos, la distribución de la colocación de los implantes dentales en relación con los sectores anterior y posterior de maxilar superior y mandíbula fue de 15:11 y 6:7, respectivamente (**Fig.6.4**, **Tabla 6.1**). Estas fueron las biopsias incluidas en cada uno de los subgrupos de análisis por sectores:

- **Grupo 1:** Sector anterior del maxilar superior: biopsias 6, 9, 11, 13, 14, 24, 35, 39, 41, 44, 45, 47, 48, 50 y 52.
- **Grupo 2:** Sector posterior del maxilar superior: biopsias 2, 7, 8, 18, 25, 26, 28, 29, 33, 37 y 38.
- **Grupo 3:** Sector anterior mandibular: biopsias 4, 12, 27, 32, 40 y 42.
- **Grupo 4:** Sector posterior mandibular: biopsias 10, 16, 19, 23, 30, 34 y 43.

Un 25,64% de los implantes dentales fueron colocados a nivel de los incisivos laterales (15,38% en maxilar superior y 10,26% en mandíbula). Un 23,07% de los implantes dentales fueron colocados a nivel de los caninos (20,51% en maxilar superior y solo 1 implante (2,56%) en mandíbula). Un 35,89% de los implantes dentales fueron colocados a nivel de premolares (20,51% en maxilar superior y 15,38% a nivel de mandíbula). A nivel del primer molar se colocaron 4 (10,25%) implantes dentales, 3 (7,69%) en maxilar superior y 1 (2,56%) en mandíbula (**Fig.6.5**). Se objetivó una proporción elevada de rehabilitaciones dentales a nivel de los incisivos laterales y caninos (48,71%), sobre todo a expensas del maxilar superior, seguido de la rehabilitación de los sectores premolares (35,89%). La longitud media de las biopsias fue $6,25 \pm 1,73$ mm (rango: 3-12), con el valor más

RESULTADOS

frecuente cercano a los 6 mm, y el 50% de la serie de biopsias situada entre los 5 y los 7 mm (**Fig.6.6**).

6.2. Densidad Ósea Radiológica (DOR).

En relación con el estudio de la densidad ósea radiológica (DOR) de los sitios de colocación de los implantes dentales con TC de haz cónico, tanto a nivel del eje mayor del implante (DOR axial) como a nivel de la superficie de contacto hueso-implante en hueso cortical (DOR paraxial cortical) y en hueso medular (DOR paraxial medular), se obtuvieron los siguientes valores NTC medios con sus desviaciones estándar y rangos (**Tablas 6.2, 6.3, 6.4**):

- DOR axial: $478,66 \pm 212,91$ (rango: 144-953).
- DOR paraxial cortical: $608,98 \pm 217,87$ (rango: 300,4-1071,4).
- DOR paraxial medular: $411,28 \pm 211,05$ (rango: 13,6-958,5).

Las **figuras 6.7, 6.8 y 6.9** representan los valores de la mediana y rango intercuartílico en relación con las variables DOR axial, DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular. En relación con la DOR axial, el 50% de los valores de la serie se situó entre 320 y 620 unidades NTC. Para la DOR paraxial cortical, el 50% de los valores se situó entre 460 y 780 unidades NTC. Para la DOR paraxial medular, el 50% de los valores se situó entre 220 y 580 unidades NTC. Los valores en unidades NTC de la DOR axial para cada una de las muestras analizadas están representados en la **Fig.6.10**. La distribución de los valores en el gráfico de barras ilustra la heterogeneidad de la serie en cuanto a valores de densidad ósea radiológica. Nueve

RESULTADOS

de 39 biopsias (23,07%) mostraron valores de DOR axial inferiores a 300 unidades NTC, mientras que 11 (28,20%) superaron las 600 unidades NTC. El resto de las biopsias [19 de 39 (48,71%)] mostraron valores en la franja entre 300 y 600 unidades NTC.

La **Fig.6.11** compara los valores de DOR axial, DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular para cada una de las biopsias óseas de la serie. De modo general, se observa una línea de valores de DOR axial situada entre las líneas de DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular, con valores más altos para la primera y valores más bajos para la segunda. La muestra estos mismos resultados de DOR en un gráfico de áreas en capa, observándose de modo general, para cada muestra, un área mayor correspondiente con los valores de DOR paraxial cortical y un área menor correspondiente con los valores de DOR paraxial medular, siendo intermedias las áreas correspondientes con los valores de DOR axial. El gráfico ilustra la mayor densidad ósea del hueso cortical para la mayoría de las muestras. Entre las variables DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular se obtuvo una correlación significativa positiva ($r=0,702$, $p<0,001$) (**Fig.6.12**). En el resumen del modelo y la estimación de parámetros entre las variables de densidad ósea radiológica, se obtuvo la siguiente ecuación de regresión, que expresa matemáticamente la relación encontrada entre DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular (**Tabla 6.5**):

- **DOR PARAXIAL CORTICAL = 311,059 + 0,724·DOR PARAXIAL MEDULAR**

Considerando la **DOR axial** por sectores maxilo-mandibulares, se obtuvieron los siguientes valores medios y sus correspondientes desviaciones estándar en unidades NTC:

RESULTADOS

- **Grupo 1:** Sector anterior del maxilar superior (15 casos): $445,36 \pm 205,1$.
- **Grupo 2:** Sector posterior del maxilar superior (11 casos): $398,3 \pm 223,9$.
- **Grupo 3:** Sector anterior mandibular (6 casos): $466,35 \pm 211,8$.
- **Grupo 4:** Sector posterior mandibular (7 casos): $472,88 \pm 212,0$.

Considerando la **DOR paraxial cortical** categorizada por sectores maxilo-mandibulares, se obtuvieron los siguientes valores medios y sus correspondientes desviaciones estándar en unidades NTC:

- **Grupo 1:** Sector anterior del maxilar superior (15 casos): $628,03 \pm 164,4$.
- **Grupo 2:** Sector posterior del maxilar superior (11 casos): $453,65 \pm 209,6$.
- **Grupo 3:** Sector anterior mandibular (6 casos): $753,35 \pm 248,6$.
- **Grupo 4:** Sector posterior mandibular (7 casos): $688,52 \pm 198,7$.

Considerando la **DOR paraxial medular** categorizada por sectores maxilo-mandibulares, se obtuvieron los siguientes valores medios y sus correspondientes desviaciones estándar en unidades NTC:

- **Grupo 1:** Sector anterior del maxilar superior (15 casos): $408,2 \pm 183,2$.
- **Grupo 2:** Sector posterior del maxilar superior (11 casos): $326,25 \pm 261,5$.
- **Grupo 3:** Sector anterior mandibular (6 casos): $443,08 \pm 195,6$.
- **Grupo 4:** Sector posterior mandibular (7 casos): $524,27 \pm 169,5$.

Las muestras 8, 13 y 19 mostraron valores de DOR paraxial medular superiores a los valores de DOR cortical. Los valores NTC medios para los grupos 1+2 (maxilar superior) versus 3+4 (mandíbula) con respecto a las variables DOR axial, DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular fueron respectivamente: 483,05 versus

RESULTADOS

469,87 ($p=0,86$); 554,25 versus 718,44 ($p=0,02$); y 373,53 versus 486,8 ($p=0,11$) (Tabla 6.4).

La Tabla 6.4 muestra la estadística descriptiva y analítica de las variables DOR axial, DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular para los 4 grupos: Grupo 1: sector anterior del maxilar superior, Grupo 2: sector posterior del maxilar superior; Grupo 3: sector anterior mandibular; Grupo 4: sector posterior mandibular. Se empleó el análisis de la varianza (ANOVA) para la comparación de medias entre los 4 grupos. Para las variables DOR axial y DOR paraxial medular no se observaron diferencias significativas entre los grupos. Los valores de p fueron 0,395 y 0,275, respectivamente. Para la variable DOR paraxial cortical sí se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,019$) entre los grupos. Para saber exactamente entre qué grupos se observaron las diferencias, se realizó una *prueba a posteriori*. Al observar la columna de significación se observó que la diferencia se encontraba entre los grupos 2 y 3 ($p=0,025$), es decir entre la DOR paraxial cortical del sector posterior del maxilar superior y el de la sector anterior mandibular. Por otro lado, para analizar si existían diferencias entre las variables de los grupos 1+2 y 3+4 se realizó una prueba t de Student para muestras independientes. Únicamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos 1+2 (maxilar superior) y 3+4 (mandíbula) para la variable DOR paraxial cortical ($p=0,02$), mostrando la cortical mandibular una DOR significativamente más alta que la cortical del maxilar superior.

6.3. Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR).

Los valores medios de estabilidad implantaria medidos por el análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) en unidades ISQ en el primer (ISQ-0) y segundo (ISQ-1) tiempos quirúrgicos fueron $75,72 \pm 7,94$ (rango: 58-94) y $78,52 \pm 7,46$ (rango: 60-90), respectivamente, con un intervalo de tiempo medio entre ambas mediciones de 15,62 meses ([Tabla 6.6](#)). Las [figuras 6.13](#), [6.14](#) y [6.15](#) representan la mediana y rango intercuartílico de la serie para las variables ISQ-0 e ISQ-1. Con respecto a la variable ISQ-0, el 50% de los valores se situó entre 70 y 81. Con respecto a la variable ISQ-1, el 50% de los valores se situó entre 75 y 84.

6.4. DOR y AFR.

La [Fig.6.16](#) representa los valores ISQ-0 (gráfico de líneas y puntos) para cada uno de los implantes dentales colocados en los sitios implantarios estudiados con TC de haz cónico, y los compara con respecto los valores de DOR paraxial cortical (gráfico de áreas) y de DOR paraxial medular (gráfico de barras) obtenidos de las biopsias óseas procedentes de esos mismos sitios implantarios. No se observó correlación entre los valores ISQ-0 y los valores de DOR paraxial cortical (coeficiente de correlación de Pearson $-0,082$, $p=0,621$) ([Tabla 6.7](#)). Tampoco se encontró correlación entre los valores ISQ-0 y los valores de DOR paraxial medular (coeficiente de correlación de Pearson $0,138$, $p=0,404$) ([Tabla 6.7](#)). El gráfico muestra una disociación clara entre los valores altos de ISQ-0 y los valores altos de DOR paraxial cortical y medular. Del mismo modo ocurre para los valores bajos de las variables. Valores altos en la medición de la densidad ósea paraxial cortical y

RESULTADOS

medular mediante TC de haz cónico no se acompañaron necesariamente de valores altos en el AFR.

6.5. Variables del estudio con micro-TC.

En relación con el estudio de las biopsias óseas con micro-TC, se obtuvieron los siguientes resultados medios en relación con cada una de las variables analizadas (**Tablas 6.3 y 6.8**):

- Volumen total (VT): $14,70 \pm 6,92 \text{ mm}^3$ (rango: 3,57-29,37).
- Volumen óseo (BV): $7,09 \pm 4,28 \text{ mm}^3$ (rango: 0,5-20,11).
- Relación volumétrica ósea (BV/TV): $48,70 \pm 17,85 \%$ (rango: 13,22-72,99).
- Grosor trabecular (Tb.Th): $0,22 \pm 0,06 \text{ mm}$ (rango: 0,11-0,40).
- Separación trabecular (Tb.Sp): $0,31 \pm 0,10 \text{ mm}$ (rango: 0,14-0,56).
- Número trabecular (Tb.N): $2,19 \pm 0,71$ (rango: 1,13-4,61).
- Conectividad inversa o factor de patrón trabecular (Tb.Pf): $-1,40 \pm 7,44$ (rango: -19,03-12,84).
- Índice del modelo estructural (SMI): $0,35 \pm 1,78$ (rango: -3,81-3,10).
- Grado de anisotropía (DA): $2,65 \pm 1,45$ (rango: 1,21-7,17).
- Dimensión fractal (FD): $2,12 \pm 0,045$ (rango: 2,06-2,28).

Las **figuras 6.17, 6.18, 6.19, 6.20, 6.21, 6.22, 6.23, 6.24, 6.25 y 6.26** representan la mediana y rango intercuartílico de la serie para las variables antedichas. En relación con el volumen total (TV), el 50% de los valores se situó entre 9 y 19 mm^3 . Con respecto al volumen óseo (BV), el 50% de los valores estuvo comprendido entre 4 y

RESULTADOS

9 mm³. El 50% de los valores de la variable fracción volumétrica ósea (BV/TV) se situó entre 30 y 64%. Veintidós de 39 biopsias (56,41%) tuvieron valores de BV/TV superiores al 50%, mientras que 17 (43,59%) mostraron valores inferiores al 50%. En relación con el grosor trabecular (Tb.Th), el 50% de los valores se situó entre 0,18 y 0,26 mm. Con respecto a la separación trabecular (Tb.Sp), el 50% de los valores estuvo comprendido entre 0,24 y 0,41 mm. El 50% de los valores de la variable número trabecular (Tb.N) se situó entre 1,6 y 2,4. En relación con la variable conectividad inversa o factor del patrón trabecular (Tb.Pf), el 50% de los valores se situó entre -0,6 y 0,3. Con respecto al índice del modelo estructural (SMI), el 50% de los valores estuvo comprendido entre -0,8 y 1,6. El 50% de los valores de la variable grado de anisotropía (DA) se situó entre 1,8 y 2,8. Por último, en relación a la dimensión fractal (FD), el 50% de los valores estuvo comprendido entre 2,09 y 2,14.

En una aproximación a la micro-estructura del hueso trabecular, se analizó la relación entre el grosor de las trabéculas óseas y la separación de las mismas (gráficos de líneas y puntos) (**Fig.6.27**), observando que ambas variables se hallaban correlacionadas negativamente, con un coeficiente de correlación de Pearson de -0,379, y una asociación estadísticamente significativa ($p=0,017$) (**Tabla 6.9**). En el gráfico se observa una relación inversa entre las dos variables, con el aumento del grosor trabecular en paralelo a la disminución de la separación trabecular. Por lo general, las muestras con valores bajos de Tb.Th tienen valores altos de Tb.Sp, y viceversa. Para la mayoría de las biopsias con grosor trabecular inferior a 0,2 mm, la separación entre sus trabéculas fue mayor de 0,2 mm [16 de 18 biopsias (88,88%)]. Más aun, 13 de 18 biopsias (72,22%) con valores de Tb.Th inferiores a 0,2 mm mostraron valores de Tb.Sp superiores a 0,3 mm. Asimismo,

RESULTADOS

Tb.Th se correlacionó positivamente con DOR axial ($r=0,574$, $p<0,001$) y con BV/TV ($r=0,711$, $p<0,001$) (**Tabla 6.9**).

La separación trabecular (Tb.Sp) se correlacionó positivamente con la conectividad inversa (Tb.Pf) ($r=0,772$, $p<0,001$) y con el índice del modelo estructural (SMI) ($r=0,631$, $p<0,001$), y lo hizo negativamente con DOR axial ($r=-0,684$, $p<0,001$), BV/TV ($r=-0,846$, $p<0,001$), Tb.Th ($r=-0,379$, $p=0,017$), Tb.N ($r=-0,773$, $p<0,001$) y dimensión fractal (FD) ($r=-0,566$, $p<0,001$) (**Tabla 6.9**).

El número trabecular (Tb.N) se correlacionó positivamente con DOR axial ($r=0,511$, $p<0,001$), BV/TV ($r=0,601$, $p<0,001$) y FD ($r=0,830$, $p<0,001$), y lo hizo negativamente con Tb.Sp ($r=-0,773$, $p<0,001$), Tb.Pf ($r=-0,827$, $p<0,001$) y SMI ($r=-0,735$, $p<0,001$) (**Tabla 6.9**).

La conectividad inversa (Tb.Pf) se correlacionó positivamente con Tb.Sp ($r=0,772$, $p<0,001$) y SMI ($r=0,942$, $p<0,001$), y lo hizo negativamente con DOR axial ($r=-0,7$, $p<0,001$), BV/TV ($r=-0,801$, $p<0,001$), Tb.N ($r=-0,827$, $p<0,001$) y FD ($r=-0,68$, $p<0,001$) (**Tabla 6.9**).

El índice del modelo estructural (SMI) se correlacionó positivamente con Tb.Sp ($r=0,631$, $p<0,001$) y Tb.Pf ($r=0,942$, $p<0,001$), y lo hizo negativamente con DOR axial ($r=-0,704$, $p<0,001$), BV/TV ($r=-0,706$, $p<0,001$), Tb.N ($r=-0,735$, $p<0,001$) y FD ($r=-0,557$, $p<0,001$) (**Tabla 6.9**).

El grado de anisotropía (DA) no mostró correlación con ninguna de las variables micromorfométricas del estudio con micro-TC, ni con la DOR axial de la TC de haz cónico (**Tabla 6.9**).

RESULTADOS

Por último, la dimensión fractal (FD) se correlacionó positivamente con BV/TV ($r=0,362$, $p<0,001$) y Tb.N ($r=0,83$, $p<0,001$), y lo hizo negativamente con Tb.Sp ($r=-0,566$, $p<0,001$), Tb.Pf ($r=-0,68$, $p<0,001$) y SMI ($r=-0,557$, $p<0,001$) (**Tabla 6.9**).

En esta línea de estudio, la morfología trabecular viene representada por el índice del modelo estructural (SMI). Como se detalló en la sección de Materiales y Métodos, las trabéculas pueden adoptar forma de plato o placa y forma de tubo o barra. El SMI indica la prevalencia relativa de trabéculas en forma de placa o tubo, encontrándose sus valores normales entre 0 y 3. Cuánto más cerca de 3 esté el valor de SMI, existirá una abundancia mayor de trabéculas en forma de tubo; por el contrario, cuánto más se acerque el valor a 0, existirá una abundancia mayor de trabéculas en forma de placa. En la presente serie se han encontrado 24 biopsias con valores de SMI entre 0 y 3. Sin embargo, 14 de las 39 biopsias tuvieron valores negativos de SMI, y una de ellas un valor superior a 3 (biopsia 43: SMI=3,1). Las superficies cóncavas de las cavidades cerradas de hueso representan convexidad negativa para el cálculo del SMI, con lo cual regiones óseas que contengan muchas cavidades cerradas (normalmente muestras con un BV/TV > 50%) pueden tener valores negativos de SMI. Un valor de SMI de 4 representa una trabécula con forma de esfera de manera ideal. La posibilidad de encontrar una correlación negativa entre SMI y densidad del hueso puede explicar la presencia de valores de SMI negativos en biopsias con hueso denso y fracción volumétrica ósea (BV/TV) elevada, superior a 50%. La **Fig.6.28** representa esta relación, comparando la variable fracción volumétrica ósea (BV/TV) (gráfico de líneas y puntos) con la variable índice del modelo estructural (SMI) (gráfico de áreas). Se observó que la mayoría de las biopsias con SMI negativos tenían valores de BV/TV superiores al 50%. Se objetivó

RESULTADOS

una correlación negativa, con un coeficiente de correlación de Pearson de -0,706 y una asociación estadísticamente significativa ($p < 0,001$) (**Tabla 6.9**). El gráfico muestra que una mayoría de las muestras [14 de 22 (63,63%)] con valores de BV/TV superiores al 50% tienen valores de SMI negativos, en el rango entre 0 y -4, con una amplia representación de valores entre 0 y -2,5. La totalidad de las muestras [17 de 17 (100%)] con valores de BV/TV inferiores al 50% presentaron valores SMI positivos, en el rango entre 0 y 3, con preponderancia de valores entre 1 y 2,5. El coeficiente de correlación de Pearson $r = -0,706$ confirma una fuerte correlación negativa. Catorce biopsias (35,9%) mostraron valores de SMI negativos, mientras que 25 (56,1%) mostraron valores SMI positivos. Seis de 25 biopsias (24%) con SMI positivos mostraron valores entre 0 y 1, con predominio de trabéculas en forma de placa. Doce de 25 biopsias (48%) con SMI positivos mostraron valores entre 1 y 2, con igual predominio de trabéculas en forma de placa que de tubo. Siete de 25 biopsias (28%) con SMI positivos mostraron valores mayores de 2, con predominio de trabéculas en forma de tubo.

Otras características morfológicas del hueso trabecular fueron estudiadas en relación con la fracción volumétrica ósea. En la **Fig.6.29** se compara la fracción volumétrica ósea (BV/TV) (gráfico de líneas y puntos) con el grosor trabecular (Tb.Th) (gráfico de áreas), objetivándose una correlación positiva con coeficiente de correlación de Pearson de 0,711 y significación estadística con $p < 0,001$ (**Tabla 6.9**). El alto coeficiente de correlación positivo y el aumento en altura del gráfico de área cuando se produce un aumento de la línea de puntos, para la mayoría de los casos [18 de 22 biopsias (81,81%)], ilustra que valores de fracción volumétrica ósea superiores al 50% se corresponden con biopsias con un predominio de trabéculas

RESULTADOS

mayores de 0,2 mm de grosor. De modo análogo, valores de fracción volumétrica ósea inferiores al 50% se corresponden con biopsias con un predominio de trabéculas menores de 0,2 mm de grosor en 14 de 17 biopsias (82,35%) (**Tabla 6.8**).

Continuando con el estudio de la micro-estructura del hueso biopsiado, en la **Fig.6.30** se compara la fracción volumétrica ósea (BV/TV) con la separación trabecular (Tb.Sp), objetivándose, de manera inversa a lo observado con la variable Tb.Th, una fuerte correlación negativa con coeficiente de correlación de Pearson de -0,846 y significación estadística con $p < 0,001$ (**Tabla 6.9**). Quince de 17 biopsias (88,23%) con BV/TV menor del 50% muestran una separación entre sus trabéculas mayor de 0,3 mm, mientras que 20 de 22 muestras (90,9%) presentan un Tb.Sp menor de 0,3 mm cuando la fracción volumétrica ósea (BV/TV) es superior al 50%.

Con respecto a la comparación entre fracción volumétrica ósea (BV/TV) y número trabecular (Tb.N) (**Fig.6.31**), se observó una correlación positiva más débil que con respecto al grosor trabecular, con un coeficiente de correlación de Pearson de 0,601 y asociación estadísticamente significativa ($p < 0,001$) (**Tabla 6.9**). Con respecto a esta variable que, como se enuncia en el apartado de Materiales y Métodos, representa el número de veces que se atraviesan las trabéculas por unidad de longitud a través del volumen de interés, 19 de 22 biopsias (86,36%) con fracción volumétrica ósea (BV/TV) superior al 50% mostraron un Tb.N mayor de 2, mientras que 13 de 17 muestras (76,47%) con BV/TV menor de 50% mostraron valores de Tb.N menor de 2.

El factor del patrón trabecular (Tb.Pf) es un índice de conectividad inverso y es más alto cuanto menos están conectadas las trabéculas. En la **Fig.6.32** se compara la

RESULTADOS

fracción volumétrica ósea (BV/TV) con el factor de patrón trabecular (Tb.Pf). De modo análogo a la relación con el SMI, se observó que la mayoría de las biopsias [20 de 22 (90,9%)] con fracción volumétrica ósea (BV/TV) superior al 50% mostraban valores Tb.Pf negativos, mientras que la mayoría de las muestras [15 de 17 (88,23%)] con BV/TV menor del 50% mostraron valores de Tb.Pf positivos. Se objetivó una fuerte correlación negativa mayor que con la variable SMI, con un alto coeficiente de correlación de Pearson de -0,801 y una asociación estadísticamente significativa ($p < 0,001$) ([Tabla 6.9](#)).

6.6. DOR y variables del estudio con micro-TC.

Como línea principal del estudio, la comparación entre los diferentes valores de densidad ósea radiológica obtenidas mediante TC de haz cónico, con los valores de las variables obtenidas por micro-TC, permitieron estudiar la relación existente entre las características radiológicas del hueso pre-operatoriamente y la ultraestructura del mismo en las biopsias analizadas de modo post-operatorio.

6.6.1. DOR y fracción volumétrica ósea (BV/TV).

Como variables principales del estudio, se estudió la relación entre densidad ósea radiológica (DOR) axial y fracción volumétrica ósea (BV/TV). La **Fig.6.33** representa los valores de BV/TV (gráfico de barras) para cada una de las 39 biopsias óseas que fueron analizadas mediante micro-TC. Estos valores se comparan con los valores de la DOR axial (gráfico de puntos y líneas) obtenidos en los sitios implantarios planificados para cada una de las biopsias de la serie. Como se ha venido

RESULTADOS

enunciando en párrafos anteriores, se observaron 22 biopsias (56,41%) con BV/TV superior a 50% y 17 (43,58%) con BV/TV inferior a 50%. En relación con la DOR axial, 21 biopsias (53,84%) mostraron valores superiores a 450 unidades NTC y 18 (46,15%) valores inferiores a 450 unidades NTC ([Tabla 6.2](#), [Tabla 6.8](#)).

Diecinueve de 22 biopsias (86,36%) con fracción volumétrica ósea (BV/TV) superior al 50% mostraron una DOR axial superior a 450 unidades NTC, frente a solo cuatro de las 17 muestras (23,52%) con BV/TV inferior al 50%. Dicho de otro modo, la mayoría de las biopsias [13 de 17 (76,47%)] con BV/TV inferior al 50% mostraron valores de DOR axial inferiores a 450 unidades NTC. En la presente serie, 19 de 21 biopsias (90,47%) que mostraban valores de DOR axial superiores a 450 unidades NTC presentaron valores de fracción volumétrica ósea (BV/TV) superiores al 50%, mientras que 15 de 18 muestras (83,33%) que presentaban valores de DOR axial inferiores a 450 unidades NTC presentaron valores de BV/TV inferiores al 50%. Por su alta capacidad de discriminación, se escogió el valor 450 unidades NTC como el valor umbral de la variable DOR axial por encima del cual la mayoría de los valores de la fracción volumétrica ósea se encontrarían por encima de 50%, y por debajo del cual la mayoría de los valores de BV/TV se hallarían por debajo de 50%.

La [Fig.6.33](#) representa la correlación existente entre DOR axial y BV/TV. Para estas dos variables se obtuvo un elevado coeficiente de correlación de Pearson de 0,858, con una asociación estadísticamente significativa fuerte ($p < 0,001$) ([Tabla 6.9](#)). La nube de dispersión de los puntos muestra una clara pendiente ascendente, que indica una correlación fuerte y positiva entre las variables DOR axial y BV/TV. Las [Fig.6.34A y 6.34B](#) muestran esta correlación entre ambas variables, y los valores del eje de ordenadas correspondientes con los valores del eje de abscisas en

RESULTADOS

función de si se toma como variable independiente la DOR o la BV/TV. En el resumen del modelo y la estimación de parámetros entre ambas variables, se obtuvieron las siguientes ecuaciones de regresión, que expresan matemáticamente la relación encontrada entre ambas ([Tabla 6.9](#)):

$$1) \text{ DOR AXIAL} = -19,974 + 10,238 \cdot \text{BV/TV}$$

$$2) \text{ BV/TV} = 14,258 + 0,72 \cdot \text{DOR AXIAL}$$

6.6.2. DOR y otras variables.

La [Fig.6.35](#) compara DOR axial y DOR paraxial medular (gráficos de líneas y puntos) con las variables grosor trabecular (Tb.Th) en mm (gráfico de barras) y separación trabecular (Tb.Sp) en mm (gráfico de áreas). En el gráfico se observa la relación directa entre las variables DOR axial y paraxial medular con la variable Tb.Th, y la relación inversa con la variable Tb.Sp. Dieciséis de 21 biopsias (76,19%) con valores de DOR axial superior a 450 unidades NTC mostraron valores de Tb.Th por encima de 0,2 mm, mientras que trece de 18 biopsias (72,22%) con valores de DOR axial inferior a 450 unidades NTC mostraron valores de Tb.Th por debajo de 0,2 mm. Dieciocho de 21 biopsias (85,71%) con valores de DOR axial superior a 450 unidades NTC mostraron valores de Tb.Sp inferior a 0,3 mm, mientras que 14 de 18 muestras (77,77%) con valores de DOR axial inferior a 450 unidades NTC mostraron valores de Tb.Sp por encima de 0,3 mm.

La [Fig.6.36](#) representa la correlación existente entre DOR axial y grosor trabecular (Tb.Th). Para estas dos variables se obtuvo un coeficiente de correlación de Pearson de 0,574, con una asociación estadísticamente significativa ($p < 0,001$) ([Tabla 6.9](#)).

RESULTADOS

En el resumen del modelo y la estimación de parámetros entre ambas variables, se obtuvo la siguiente ecuación de regresión, que expresa matemáticamente la relación encontrada entre DOR axial y Tb.Th (**Tabla 6.9**):

- **$Tb.Th = 0,134 + 0,00019 \cdot DOR\ AXIAL$**

Igualmente, aunque con una pendiente invertida con respecto a la anterior, la **Fig.6.37** representa la correlación existente entre DOR axial y separación trabecular (Tb.Sp), con un coeficiente de correlación de Pearson negativo $r=-0,654$ y una asociación estadísticamente significativa ($p<0,001$) (**Tabla 6.9**). En comparación con los coeficientes de correlación de Pearson de la fracción volumétrica ósea (BV/TV) con respecto a las variables Tb.Th ($r=0,711$) y Tb.Sp ($r=-0,846$), con respecto a la DOR axial para ambas variables se observan correlaciones menos fuertes pero del mismo sentido (Tb.Th: $r=0,574$; Tb.Sp: $r=-0,654$). Estas correlaciones se justifican por el alto coeficiente de correlación positiva que existe entre DOR axial y BV/TV ($0,858$). En el resumen del modelo y la estimación de parámetros entre las variables DOR axial y Tb.Sp, se obtuvo la siguiente ecuación de regresión, que expresa matemáticamente la relación encontrada entre ambas (**Tabla 6.9**):

- **$Tb.Sp = 0,468 - 0,00033 \cdot DOR\ AXIAL$**

De lo observado con respecto al grosor medio y separación media de las trabéculas, se pueden situar dos líneas umbrales en los 0,2 mm de grosor y 0,3 mm de separación trabecular. Estos umbrales son válidos tanto para la correlación con la variable fracción volumétrica ósea (BV/TV) como para la variable densidad ósea radiológica (DOR) axial. A modo de resumen, valores de la densidad ósea radiológica (DOR) axial por encima de 450 unidades NTC se acompañan de valores

RESULTADOS

de fracción volumétrica ósea (BV/TV) superiores al 50%, con un grosor medio de las trabéculas superior a 0,2 mm y una separación media de las trabéculas inferior a 0,3 mm.

La **Fig.6.38** compara DOR axial y DOR paraxial medular (gráficos de líneas y puntos) con la variable número trabecular (Tb.N) (gráfico de áreas). Diecisiete de 21 muestras (80,95%) con valores de DOR axial superior a 450 unidades NTC mostraron valores de Tb.N superiores a 2, porcentaje muy similar al 86,36% encontrado para la relación entre BV/TV y Tb.N. Doce de 18 biopsias (66,66%) con DOR axial inferior a 450 unidades NTC presentaron valores de Tb.N inferior a 2. La **Fig.6.39** representa la correlación positiva entre DOR axial y número trabecular (Tb.N), con un coeficiente de correlación de Pearson $r=0,666$ y una asociación estadísticamente significativa ($p<0,001$) (**Tabla 6.9**). También para esta variable, la correlación es similar a la existente entre las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y Tb.N ($r=0,601$). En el resumen del modelo y la estimación de parámetros entre ambas variables, se obtuvo la siguiente ecuación de regresión, que expresa matemáticamente la relación encontrada entre DOR axial y Tb.N (**Tabla 6.9**):

- **$Tb.N = 1,234 + 0,02 \cdot DOR\ AXIAL$**

La **Fig.6.40** compara DOR axial y DOR paraxial medular (gráficos de líneas y puntos) con la variable conectividad inversa (Tb.Pf) (gráfico de barras). Diecisiete de 21 biopsias (80,95%) con DOR axial superior a 450 unidades NTC mostraron valores de Tb.Pf negativos. Trece de 18 muestras (72,22%) con DOR axial inferior a 450 unidades NTC presentaron valores de Tb.Pf positivos. La **Fig.6.41** representa la correlación negativa entre DOR axial y conectividad inversa (Tb.Pf), con un

RESULTADOS

coeficiente de correlación de Pearson $r=-0,7$ y una asociación estadísticamente significativa ($p<0,001$) (**Tabla 6.9**). Esta correlación sigue el mismo sentido, aunque es algo menos fuerte, que la existente entre BV/TV y Tb.Pf ($r=-0,801$). Esto explica que el porcentaje de biopsias (90,9%) con BV/TV superior al 50% que muestran valores de Tb.Pf negativos sea discretamente superior al encontrado para la relación entre DOR axial y Tb.Pf, aunque ilustra igualmente la fuerte correlación entre DOR axial y BV/TV.

De modo similar a la figura anterior, la **Fig.6.42** compara DOR axial y DOR paraxial medular (gráficos de líneas y puntos) con la variable índice del modelo estructural (SMI) (gráfico de barras). Con respecto a esta variable, 12 de 21 biopsias (57,14%) con DOR axial por encima de 450 unidades NTC mostraron valores de SMI negativos, frente a 17 de 18 muestras (94,44%) con DOR axial inferior a 450 unidades NTC que presentaron valores de SMI positivos. Estos porcentajes son similares a los encontrados para la relación BV/TV superior a 50% y SMI negativo (63,63%); y para la relación BV/TV inferior a 50% y SMI positivo (100%), referido en el apartado 6.5. La **Fig.6.43** representa la correlación negativa entre DOR axial y SMI, con un coeficiente de correlación de Pearson $r=-0,704$ y una asociación estadísticamente significativa ($p<0,001$) (**Tabla 6.9**), también idéntico al encontrado para la correlación entre BV/TV y SMI (-0,706). En el resumen del modelo y la estimación de parámetros entre ambas variables, se obtuvo la siguiente ecuación de regresión, que expresa matemáticamente la relación encontrada entre DOR axial y SMI (**Tabla 6.9**):

- **$SMI = 3,18 - 0,006 \cdot DOR\ AXIAL$**

RESULTADOS

Las variables grado de anisotropía (DA) y dimensión fractal (FD) no mostraron correlación alguna con la DOR axial ($p=0,981$ y $p=0,161$, respectivamente) ([Tabla 6.9](#)). En las [figuras 6.44](#) y [6.45](#) puede apreciarse la existencia de nubes de puntos con una dispersión grande, sin ninguna recta o curva de tendencia, lo cual ilustra la ausencia de correlación. En el resumen del modelo y la estimación de parámetros entre las variables DOR axial y Tb.Sp, se obtuvo la siguiente ecuación de regresión, que expresa matemáticamente la relación encontrada entre ambas ([Tabla 6.9](#)):

- $Tb.Pf = 10,306 - 0,02447 \cdot DOR\ AXIAL$

La [Fig.6.46](#) representa los resultados de las variables micro-estructurales de algunas de las biopsias óseas analizadas por micro-TC.

6.7. Histomorfometría mediante microscopía óptica y electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM).

Diez de las 39 biopsias estudiadas mediante micro-TC fueron a su vez analizadas mediante histomorfometría convencional con microscopía óptica y electrónica. En el análisis histomorfométrico convencional de las 10 biopsias óseas 7, 8, 16, 24, 27, 32, 33, 35, 44 y 45, se obtuvieron valores medios en relación con los porcentajes de hueso ([Tabla 6.10](#)) y tejido conjuntivo ([Tabla 6.11](#)), así como la fracción correspondiente con trazas de impurezas catalogadas con el nombre de “cerámica” ([Tabla 6.12](#)).

6.7.1. Análisis mediante mapeo por EDS (“EDS-Mapping”)

RESULTADOS

Genéricamente, la denominación “cerámica” corresponde a todo tipo de partículas con una densidad de calcio superior a la del hueso trabecular normal. Primeramente se realizaron varios análisis mediante la técnica de “EDS-Mapping”, para conocer el valor medio aproximado del hueso trabecular en las muestras analizadas. Todo lo que, en el análisis de imagen, superó este valor medio fue calificado como “cerámica”, tratándose en nuestra serie de pequeños fragmentos de hueso cortical dispersados.

En el análisis por histomorfometría convencional de las 10 biopsias óseas seleccionadas, la distribución observada por microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) es la representada en la **Fig.6.47**, correspondiente con el análisis de la muestra 44 de la serie de biopsias óseas, y que sirve como ejemplo gráfico para ilustrar el procedimiento aplicado en la totalidad de la serie. Para esta muestra 44 se observaron 2 áreas fundamentales, claramente diferenciadas:

- 1) Zonas planas y blancas correspondientes a piezas o agregados cerámicos en la parte central de la imagen (*espectro 1*).
- 2) Zonas de hueso (*espectros 2 y 3*).

A pesar de la precisión que muestra el microscopio electrónico de barrido debajo vacío, fue necesario contrastar si las intensidades de blanco a grises observadas correspondían con las composiciones elementales esperables en cada caso. Por ello, haciendo uso de la sonda de electrones dispersos, se procedió a cuantificar cada una de las áreas indicadas en falso color en la **Fig.6.48**, empezando por el fragmento de cerámica presente en el centro de la imagen. Tal y como cabía esperar, al tratarse de hueso cortical, los espectros de la cerámica y el hueso fueron

RESULTADOS

coincidentes, no así las intensidades relativas de C, Ca, O y P (**Fig.6.49**, **Fig.6.50**, **Fig.6.51**).

Las partículas de cerámica presentan de modo habitual valores más elevados de Ca y P, y valores reducidos de C y O, como cabría esperar en un material denso. La zona correspondiente al fragmento cerámico en la parte central (*espectro 1*), presentó valores más elevados de Ca y P que el valor medio aproximado del hueso trabecular y, contrariamente, valores más reducidos de C y O, como cabría esperar en un material denso. El área de hueso del *espectro 3* presentó valores superiores de C y O e inferiores de Ca y P. El área de hueso del *espectro 2* mostró valores intermedios. La **Fig.6.52** muestra la comparación de los tres espectros de las áreas de la muestra seleccionada.

El análisis por “EDS-Mapping” proporciona también una relación de la densidad relativa de cada área. Conocida de un material la composición porcentual de sus elementos espectrales, se puede conocer la proporción absoluta que ocupa ese material en una muestra determinada. Por lo tanto, en la presente serie de 10 biopsias analizadas por histomorfometría convencional, este procedimiento sirvió para catalogar como tales determinadas áreas de densidad mayor que se correspondían con partículas aisladas con una densidad de calcio superior a la del hueso trabecular normal.

Para la valoración de las áreas, por análisis de imagen, se consideró como tal el área catalogada como “cerámica”, y se englobaron las diferentes áreas de hueso analizadas como un conjunto único, a partir del cual se calcularon las variables relacionadas con el porcentaje de hueso. El porcentaje de tejido conjuntivo

RESULTADOS

correspondió con el espacio ocupado por tejido no clasificado como hueso o cerámica.

6.7.2. Valores del estudio histomorfométrico convencional.

La **Tabla 6.13** detalla los valores de las variables histomorfométricas analizadas para cada una de las 10 muestras de forma individualizada: hueso (%), tejido conjuntivo (%) y cerámica (%). Los valores medios calculados para cada una de las pruebas de microscopía realizadas, a saber: microscopía óptica de luz visible, microscopía óptica de campo oscuro, microscopía óptica con tinción con azul de toluidina y microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM), aparecen reflejados en las **tablas 6.10, 6.11 y 6.12**. Los valores medios en relación con el porcentaje de hueso real, evaluados con las 4 técnicas de microscopía fueron los siguientes:

- %Hueso (microscopía óptica de luz visible): $60,23 \pm 15,57$ (rango: 26,45-82,51).
- %Hueso (microscopía óptica de campo oscuro): $61,10 \pm 13,65$ (rango: 39,15-82,23).
- %Hueso (microscopía óptica con tinción con azul de toluidina): $47,41 \pm 13,42$ (rango: 25,60-62,79).
- %Hueso (ESEM): $42,47 \pm 13,33$ (rango: 23,97-59,29).

Este conjunto de valores en relación con la proporción de hueso real evaluados mediante las 4 técnicas de microscopía antedichas, se promediaron posteriormente para cada una de las biopsias, obteniéndose un valor medio de proporción de hueso real de 54,6 %:

RESULTADOS

- Media %Hueso: $54,60 \pm 12,35$ (rango: 36,42-69,85).

La **Fig.6.53** ilustra los valores medios de proporción de hueso real obtenidos como promedio de las 4 técnicas de microscopía, para cada una de las 10 biopsias óseas analizadas. A pesar de su menor tamaño muestral en comparación con las biopsias analizadas por micro-TC, se observó un amplio rango de valores, desde aproximadamente 36% hasta 70% de hueso medio.

Las **figuras 6.54, 6.55, 6.56, 6.57 y 6.58** representan la mediana y rango intercuartílico de las variables: porcentaje de hueso (%) analizadas mediante microscopio óptico de luz visible (**Fig.6.54**), microscopio óptico de campo oscuro (**Fig.6.55**), microscopio electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) (**Fig.6.56**), microscopio óptico con tinción con azul de toluidina (**Fig.6.57**) y la media de las 4 pruebas anteriores para cada una de las muestras (**Fig.6.58**). Para esta última, un 50% de la serie mostró valores de la variable Media %Hueso entre 42% y 66%.

Las **figuras 6.59, 6.60, 6.61, 6.62 y 6.63** representan la mediana y rango intercuartílico de las variables: porcentaje de tejido conjuntivo (%) analizadas mediante microscopio óptico de luz visible (**Fig.6.59**), microscopio óptico de campo oscuro (**Fig.6.60**), microscopio electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) (**Fig.6.61**), microscopio óptico con tinción con azul de toluidina (**Fig.6.62**) y la media de las 4 pruebas anteriores para cada una de las muestras (**Fig.6.63**). Para esta última, un 50% de la serie mostró valores de la variable Media %Tejido Conjuntivo entre 27% y 42%.

Las **figuras 6.64, 6.65, 6.66, 6.67 y 6.68** representan la mediana y rango intercuartílico de las variables: porcentaje de cerámica (%) analizadas mediante

RESULTADOS

microscopio óptico de luz visible (**Fig.6.64**), microscopio óptico de campo oscuro (**Fig.6.65**), microscopio electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) (**Fig.6.66**), microscopio óptico con tinción con azul de toluidina (**Fig.6.67**) y la media de las 4 pruebas anteriores para cada una de las muestras (**Fig.6.68**). Para esta última, un 50% de la serie mostró valores de la variable Media %Cerámica entre 4,5% y 8%.

Por estar calculada a partir de las diferentes técnicas de microscopía, la Media % Hueso mostró una correlación positiva fuerte con todas las anteriores: Luz Visible %Hueso ($r=0,806$, $p=0,005$), Campo Oscuro %Hueso ($r=0,867$, $p=0,001$), T. Histológica %Hueso ($r=0,951$, $p<0,001$) y ESEM %Hueso ($r=0,834$, $p=0,003$) (**Tabla 6.14**).

No se encontró correlación (ausencia de significación estadística) entre Media % Hueso y DOR axial ($r=0,381$; $p=0,278$). Tampoco se encontró correlación entre la variable Media % Hueso y las variables del estudio con micro-TC (**Tabla 6.9**):

- **BV/TV**: $r=0,406$; $p=0,245$.
- **Tb.Th**: $r=0,108$; $p=0,767$.
- **Tb.Sp**: $r=-0,233$; $p=0,517$.
- **Tb.N**: $r=0,466$; $p=0,174$.
- **Tb.Pf**: $r=-0,472$; $p=0,169$.
- **SMI**: $r=-0,404$; $p=0,246$.
- **DA**: $r=-0,128$; $p=0,743$.
- **FD**: $r=0,350$; $p=0,321$.

Sin embargo, en un análisis pormenorizado de cada una de las técnicas de microscopía de la histomorfometría convencional con respecto a la fracción

RESULTADOS

volumétrica ósea del micro-TC (**Figs. 6.69, 6.70, 6.71, 6.72, 6.73**), se observó una correlación positiva estadísticamente significativa entre BV/TV y ESEM % Hueso ($r=0,634$, $p=0,049$) y entre BV/TV y T. histológica %Hueso ($r=0,726$, $p=0,017$). En el resumen del modelo y estimaciones de los parámetros (**Tabla 6.14**), para las correlaciones significativas, se obtuvieron las siguientes ecuaciones de regresión, como expresión matemática de la relación entre ellas:

- **ESEM %HUESO** = $13,421 + 0,524 \cdot \text{BV/TV}$
- **T. Histológica %HUESO** = $13,875 + 0,604 \cdot \text{BV/TV}$

En la **Fig.6.74** se visualiza la estructura microscópica de cada una de las 10 biopsias observadas mediante microscopía óptica de luz visible, microscopía óptica de campo oscuro, a 12,5 y 25 aumentos respectivamente, y microscopía óptica con tinción histológica con azul de toluidina. En la **Fig.6.75** se visualiza la estructura microscópica de cada una de las biopsias observadas mediante microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) a 40 aumentos, imágenes que se fusionan para formar un todo de la biopsia en la **Fig.6.76**.

FIGURAS

Fig.6.1. Edad de la serie.

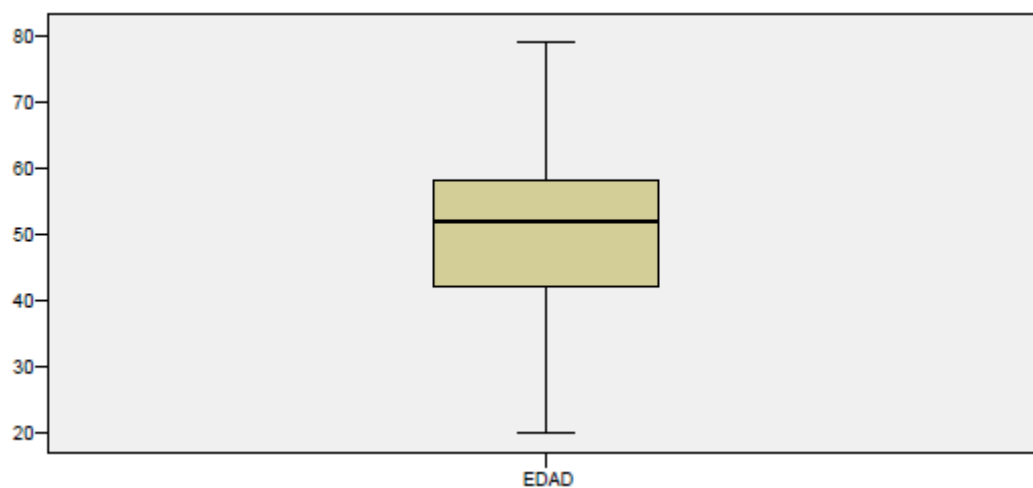


Fig.6.2. Distribución de casos por sexo.

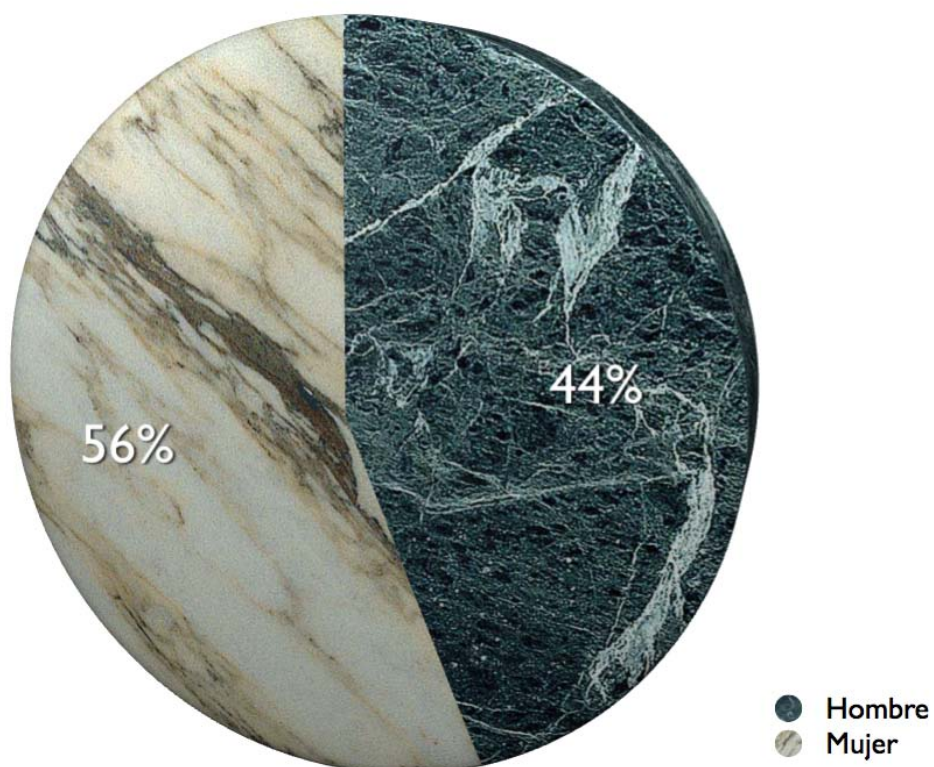


Fig.6.3. Distribución de casos por grupos de edad.



Fig.6.4. Distribución de la colocación de los implantes dentales en relación con los sectores anterior y posterior de maxilar superior y mandíbula.

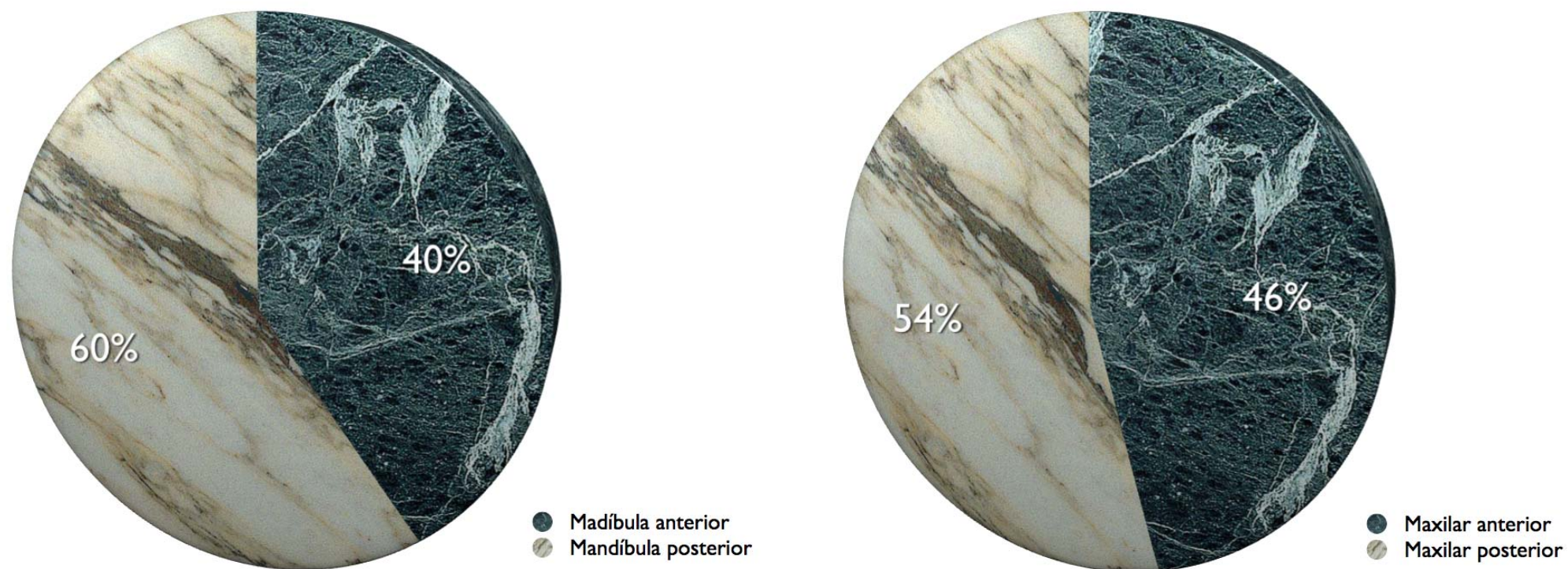


Fig.6.5. Distribución de la colocación de los implantes en la arcada dentaria. Comparativa de la posición ocupada por los implantes entre maxilar superior y mandíbula.

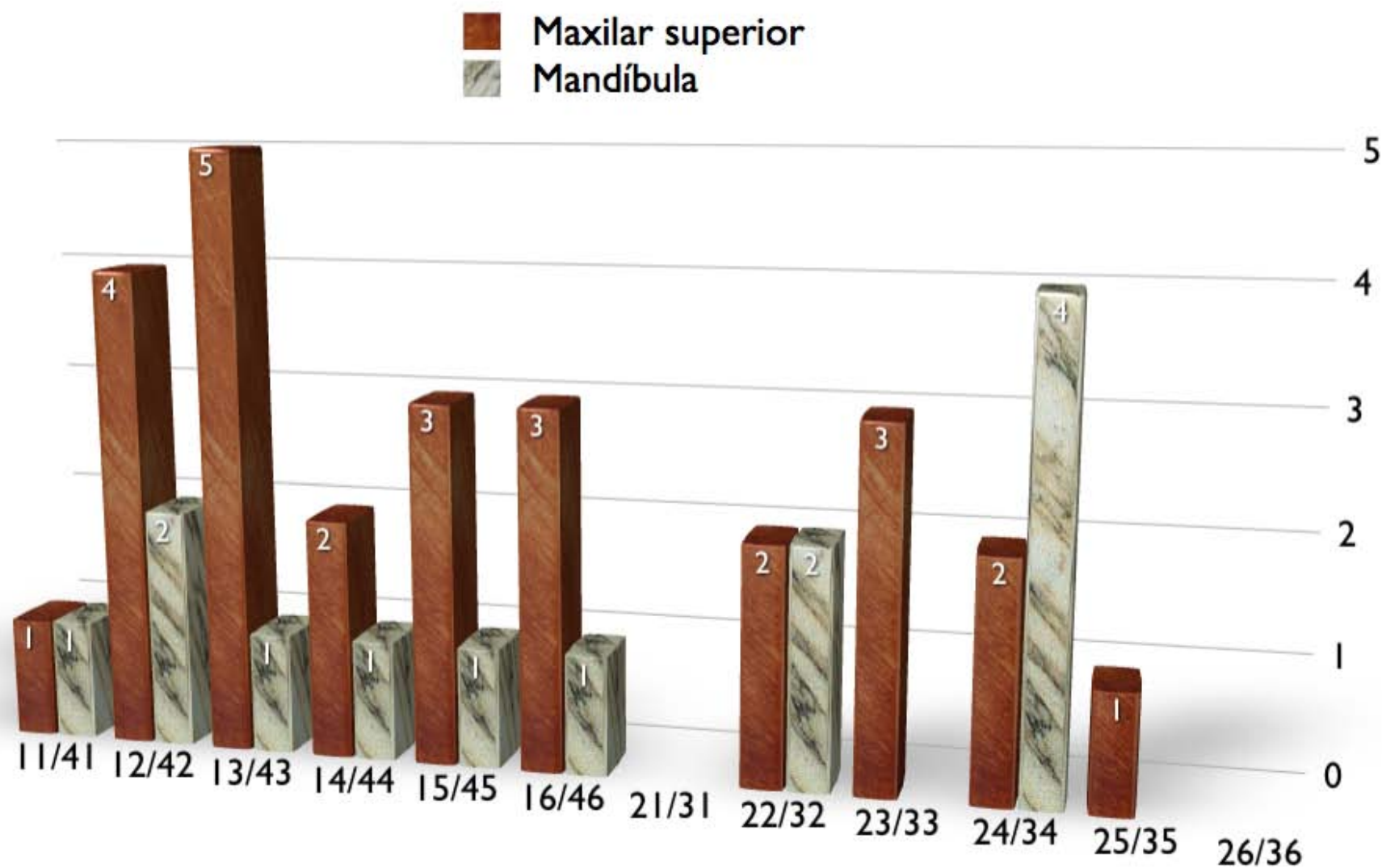


Fig.6.6. Longitud de las biopsias óseas de la serie.

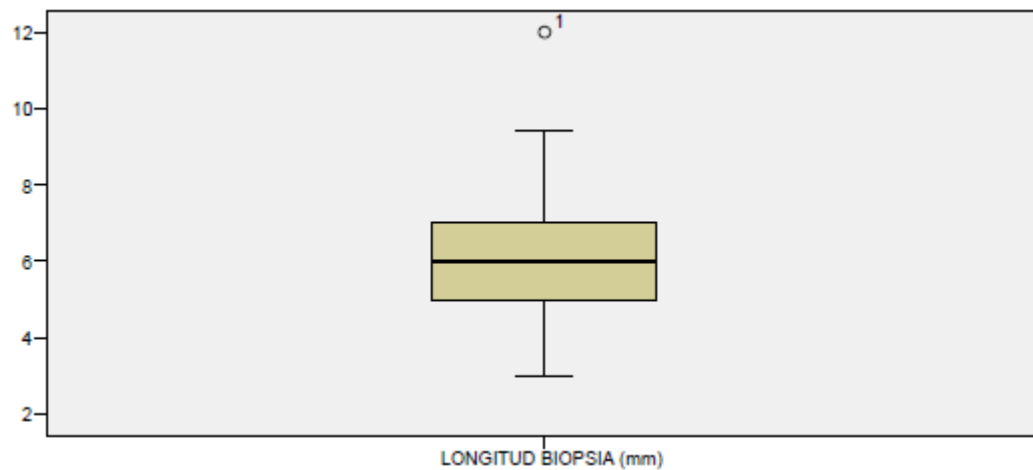


Fig.6.7. Densidad ósea radiológica (DOR) axial de la serie.

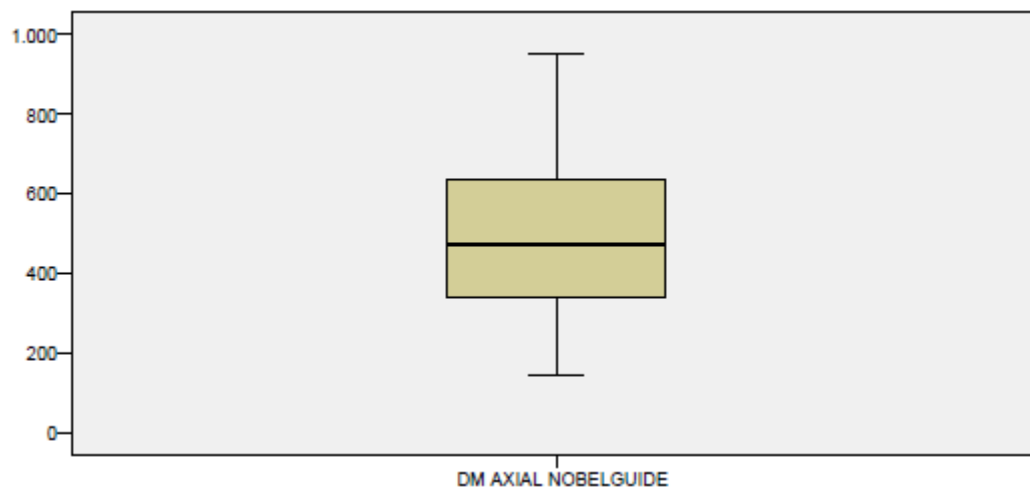


Fig.6.8. Densidad ósea radiológica (DOR) paraxial cortical de la serie.

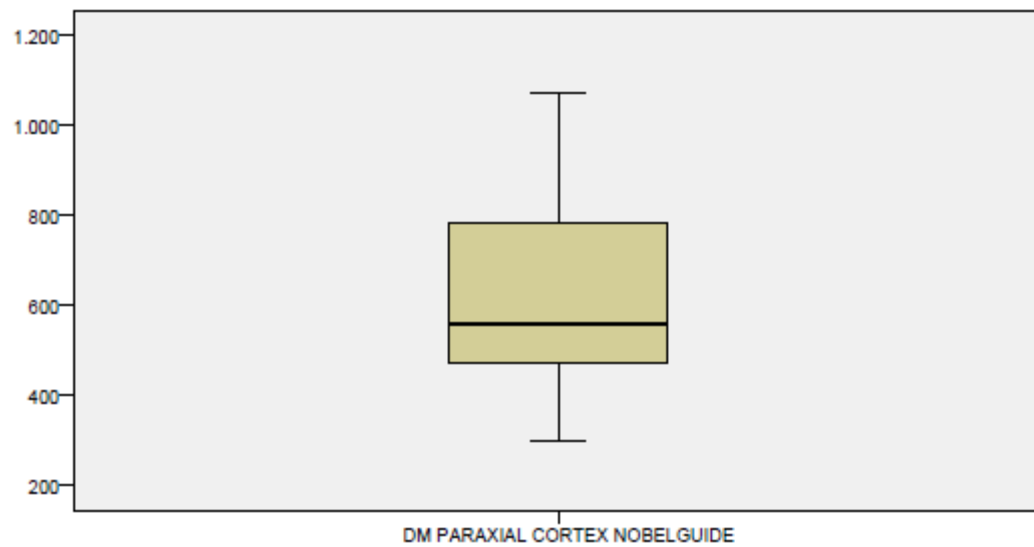


Fig.6.9. Densidad ósea radiológica (DOR) paraxial medular de la serie.

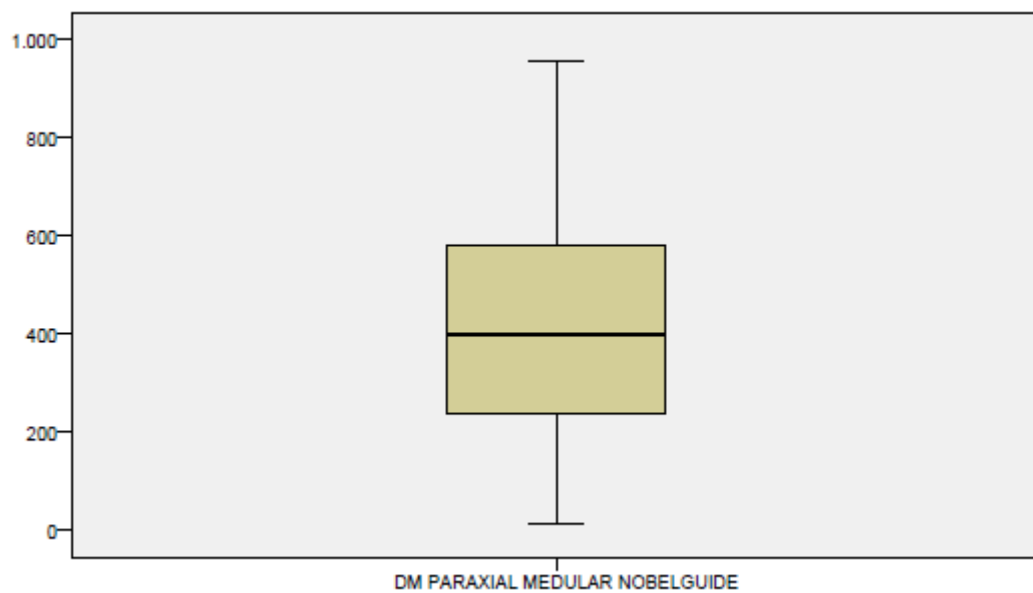


Fig.6.10. Valores de la densidad ósea radiológica (DOR) axial para cada una de las muestras de la serie.

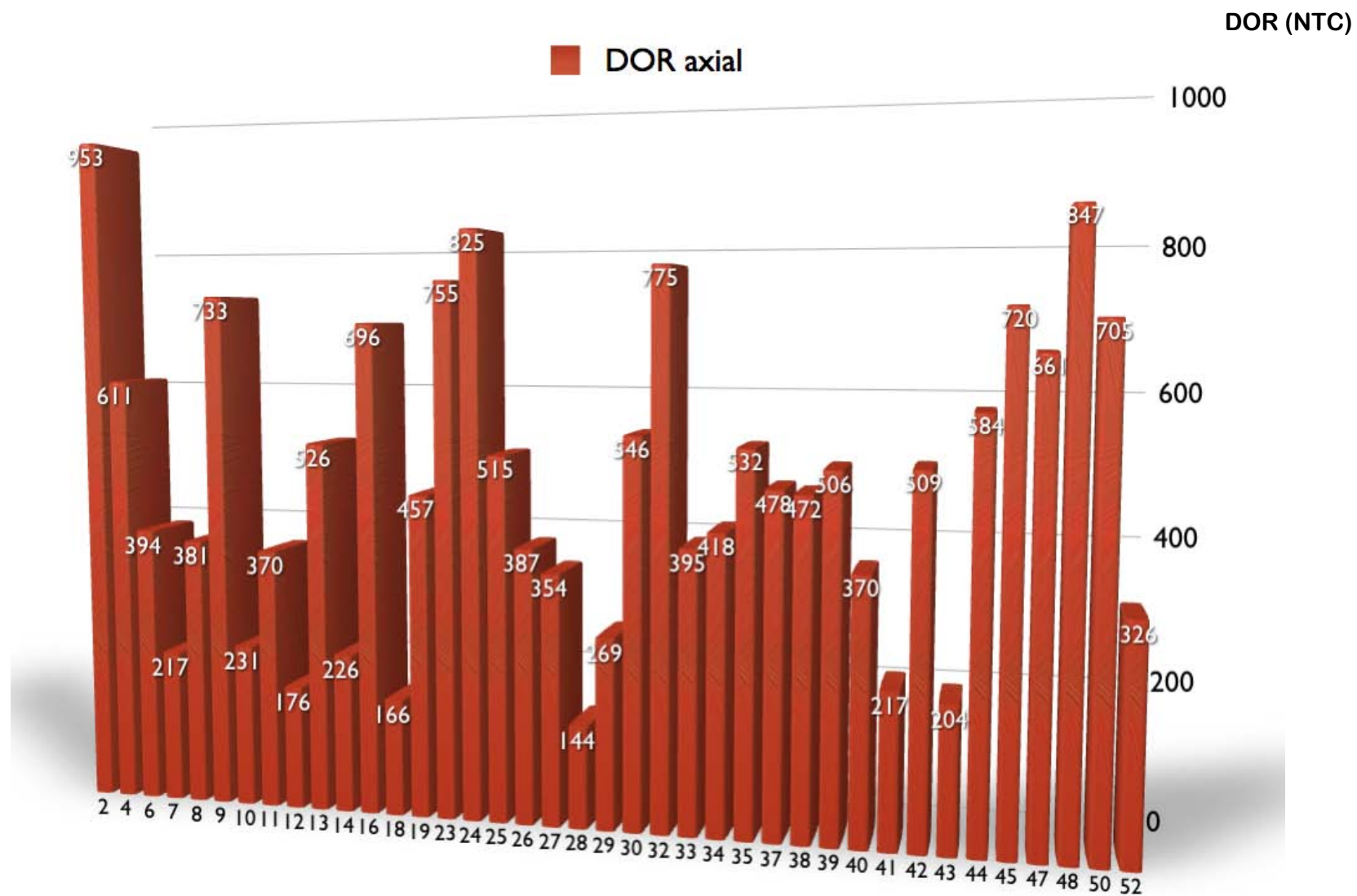


Fig.6.11. Valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial, paraxial cortical y paraxial medular para cada una de las muestras de la serie.

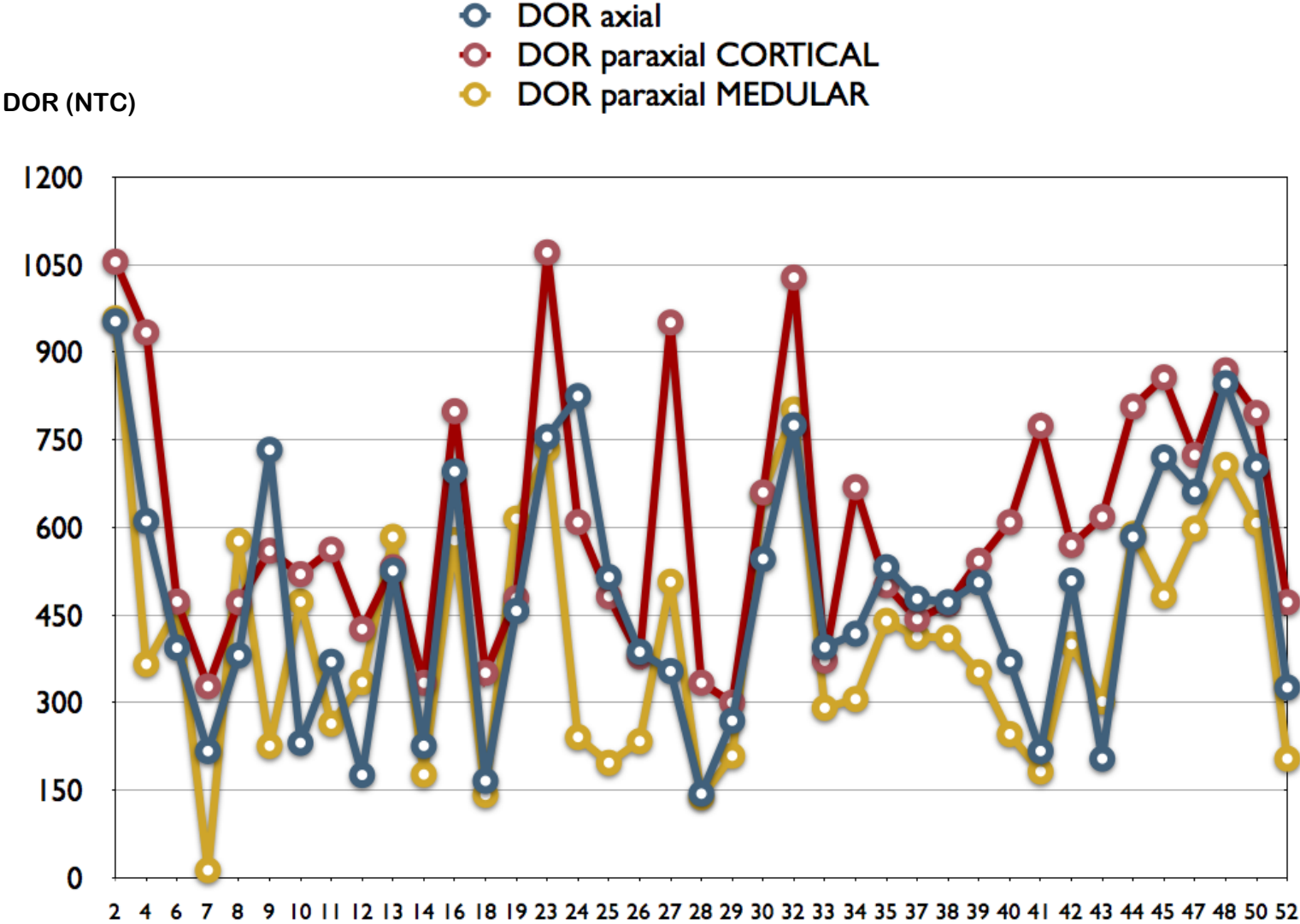
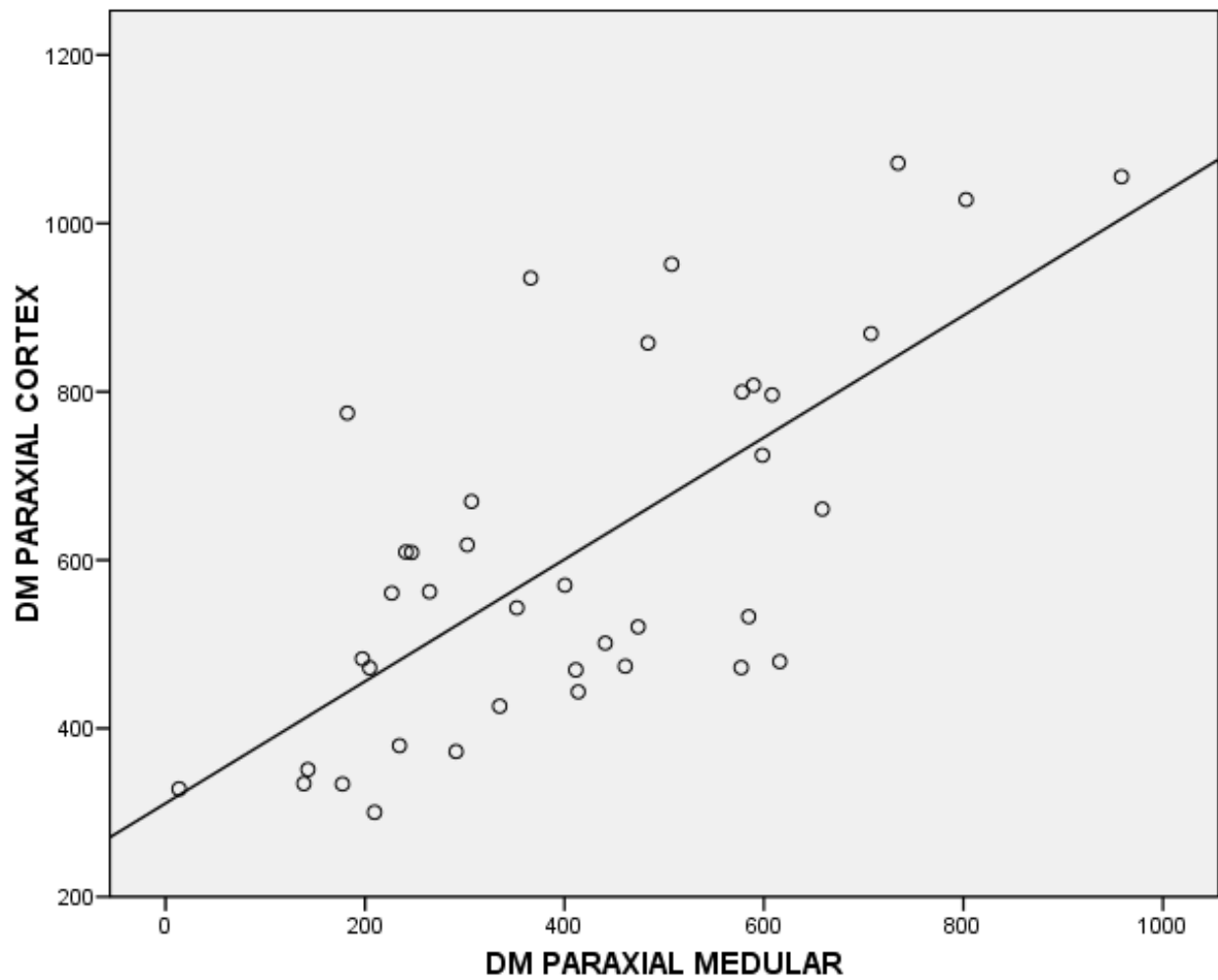


Fig.6.12. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) paraxial cortical y medular.



$r = 0,702$

Fig.6.13. Intervalo de tiempo (en semanas) entre la medición de ISQ-0 e ISQ-1.

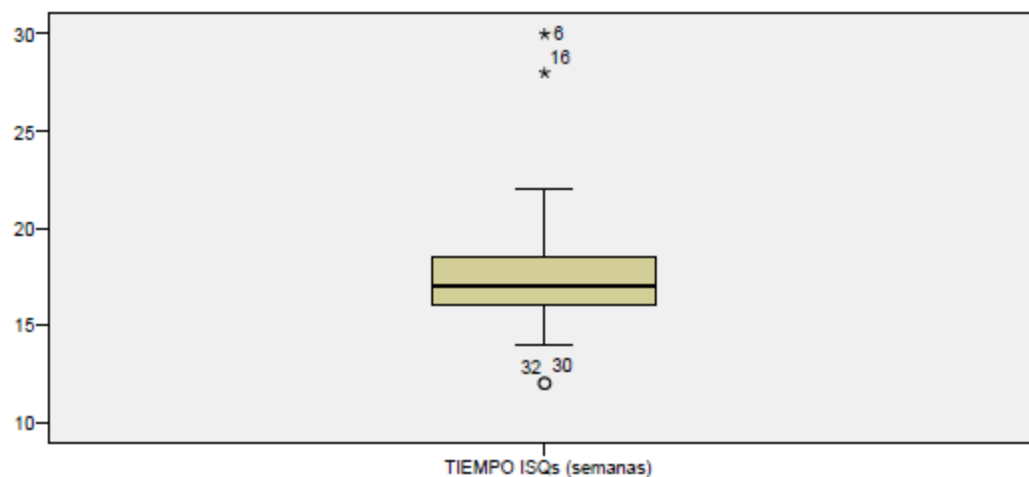


Fig.6.14. ISQ-0 de la serie.

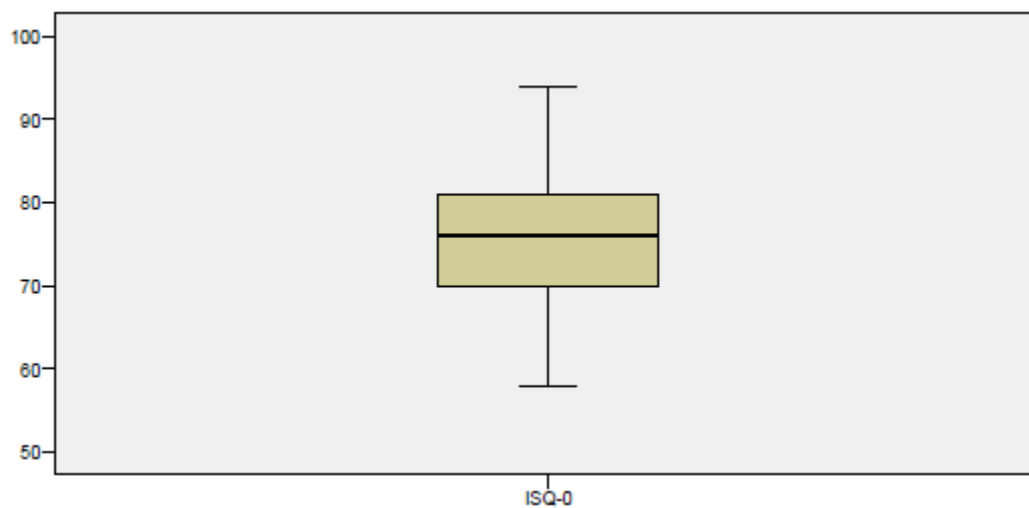


Fig.6.15. ISQ-1 de la serie.

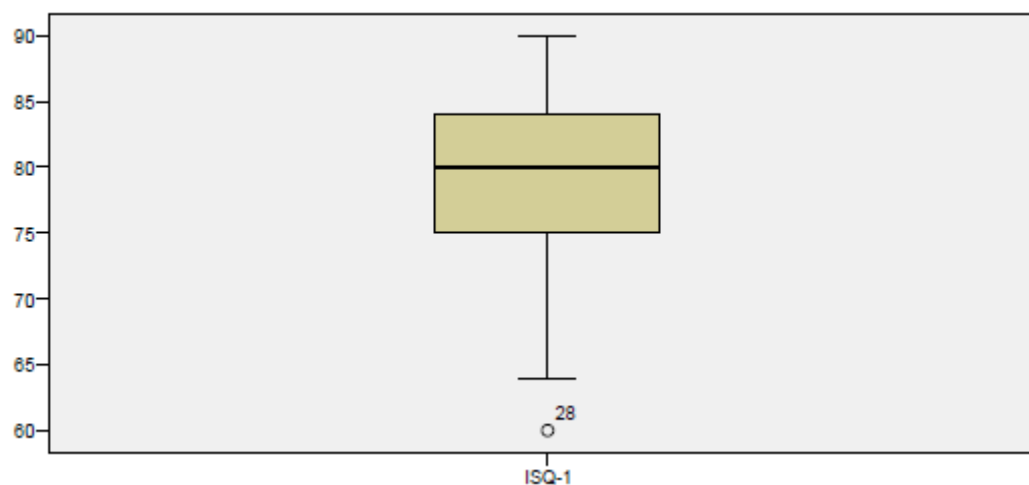


Fig.6.16. Comparación de los valores de estabilidad implantaria primaria (ISQ-0) con los valores de densidad ósea radiológica (DOR) paraxial cortical y paraxial medular.

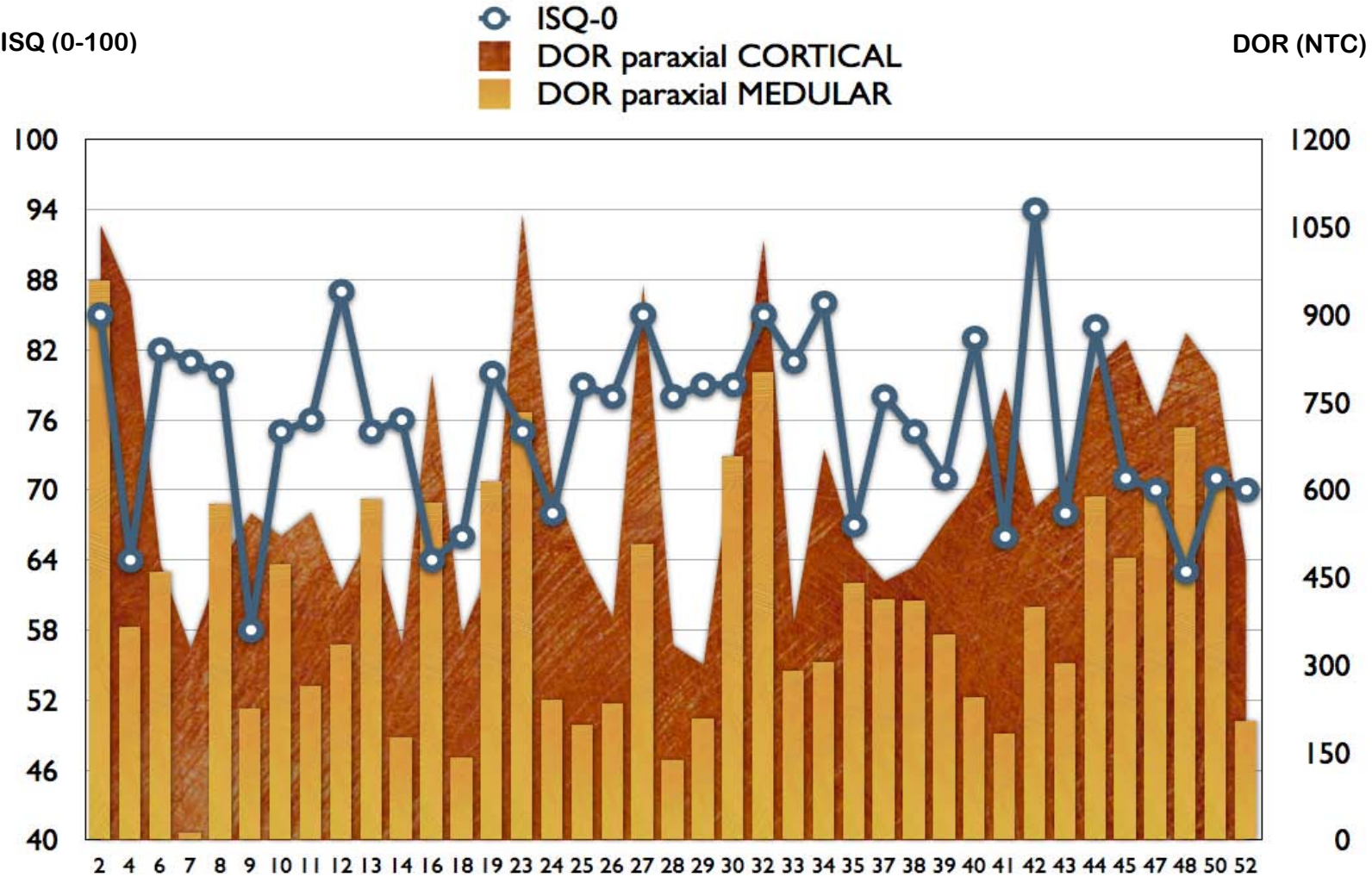


Fig.6.17. Volumen total (TV) (mm^3) de la serie de biopsias.

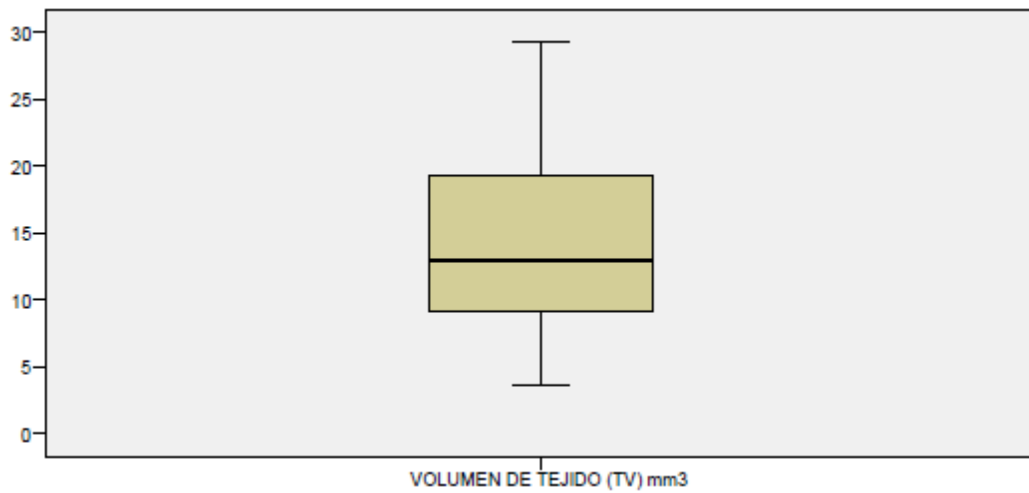


Fig.6.18. Volumen óseo (BV) (mm^3) de la serie de biopsias.

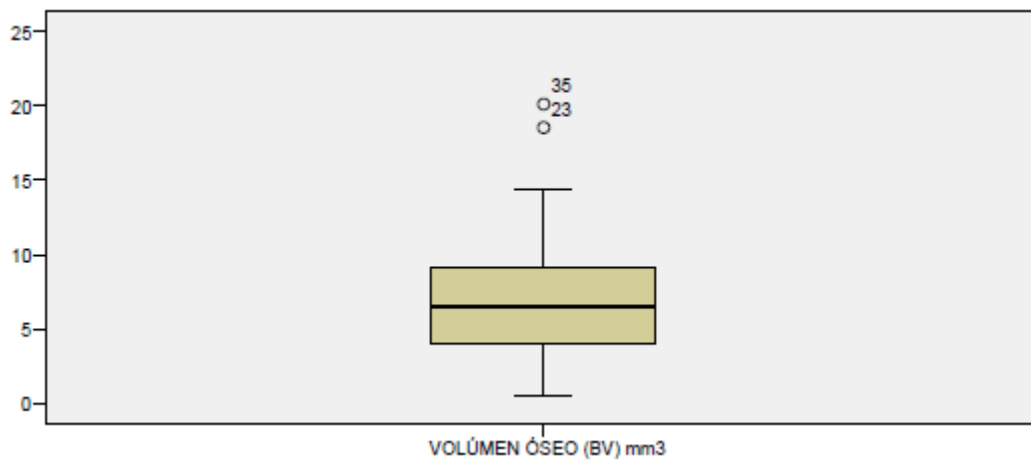


Fig.6.19. Fracción volumétrica ósea (BV/TV) de la serie de biopsias.

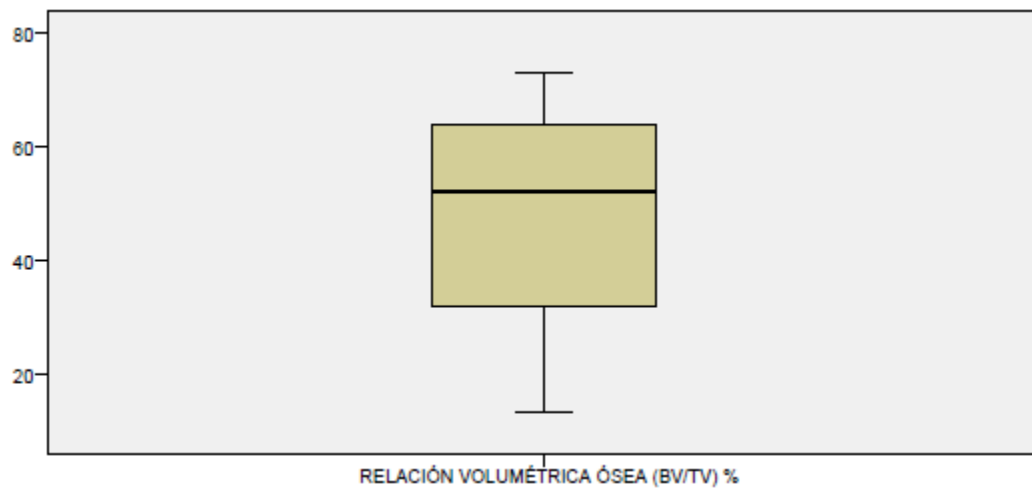


Fig.6.20. Grosor trabecular (Tb.Th) (mm) de la serie de biopsias.

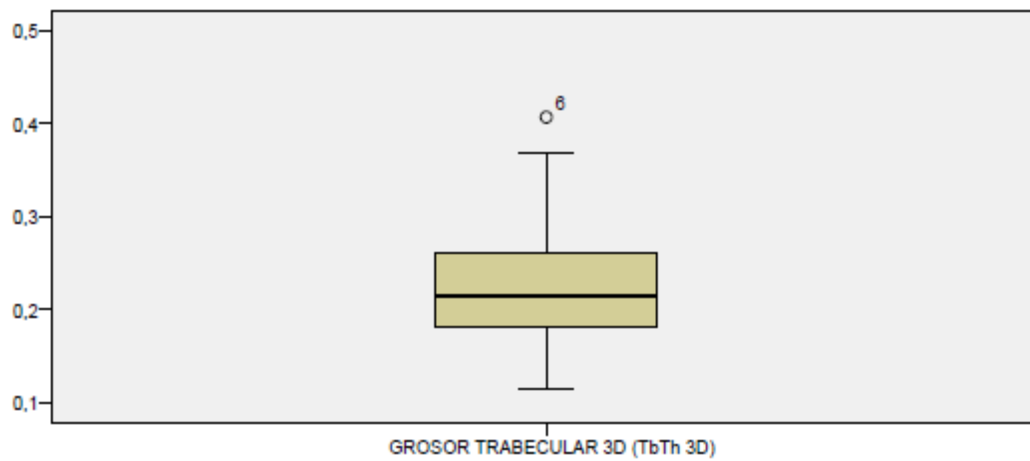


Fig.6.21. Separación trabecular (Tb.Sp) (mm) de la serie de biopsias.

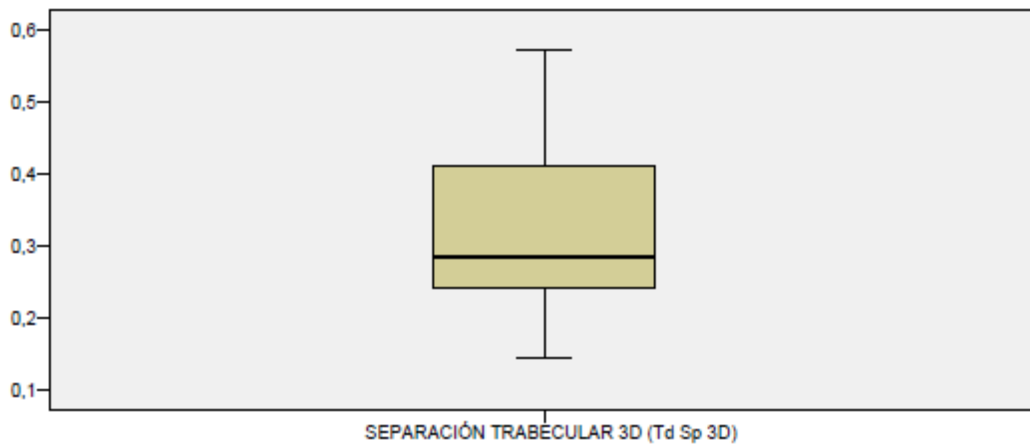


Fig.6.22. Número trabecular (Tb.N) de la serie de biopsias.

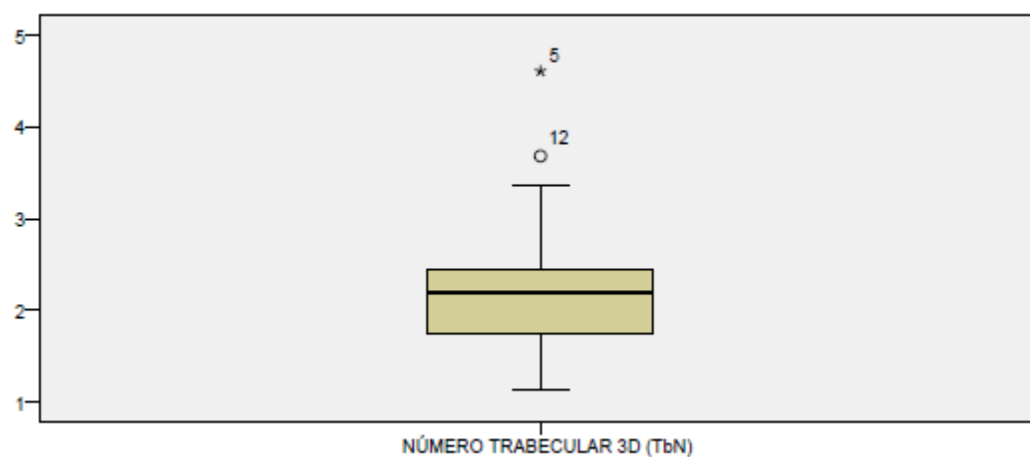


Fig.6.23. Conectividad inversa o factor del patrón trabecular (Tb.Pf) de la serie de biopsias.

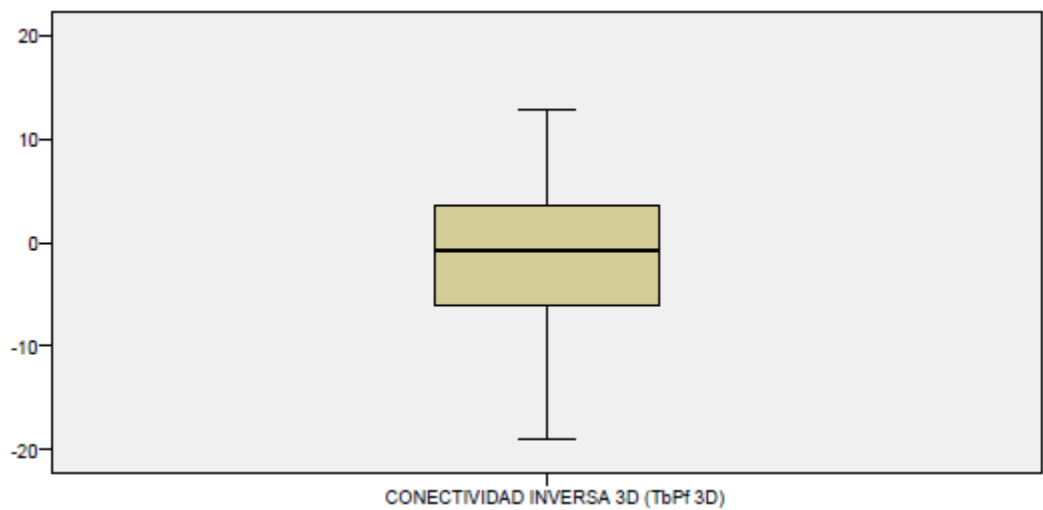


Fig.6.24. Índice del modelo estructural (SMI) de la serie de biopsias.

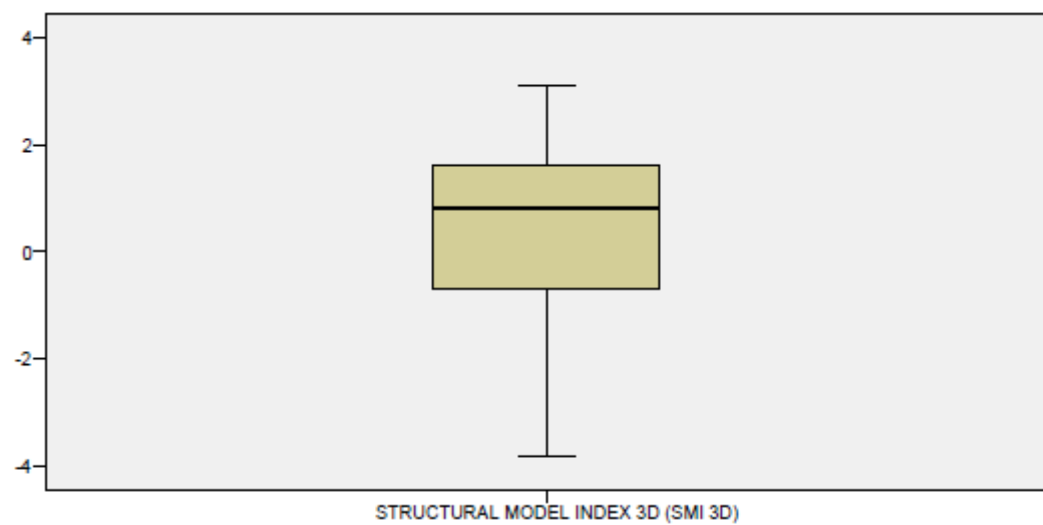


Fig.6.25. Grado de anisotropía (DA) de la serie de biopsias.

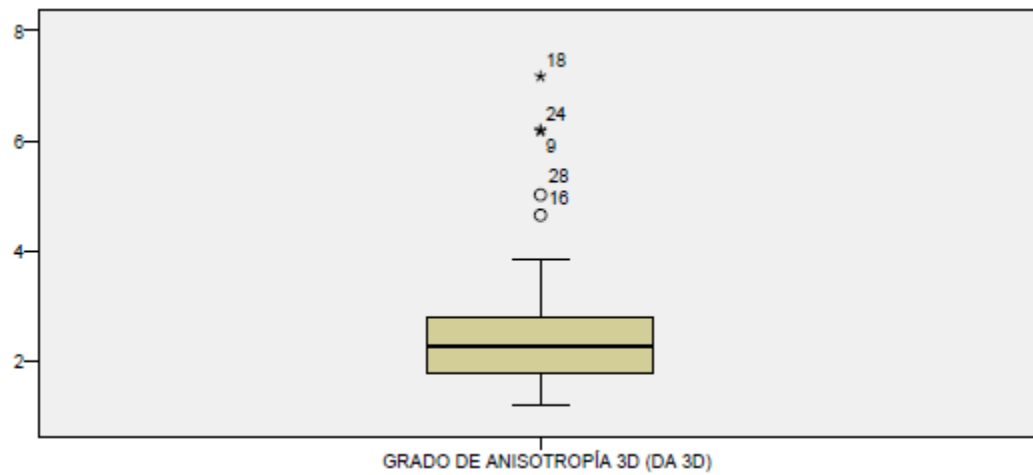


Fig.6.26. Dimensión fractal (FD) de la serie de biopsias.

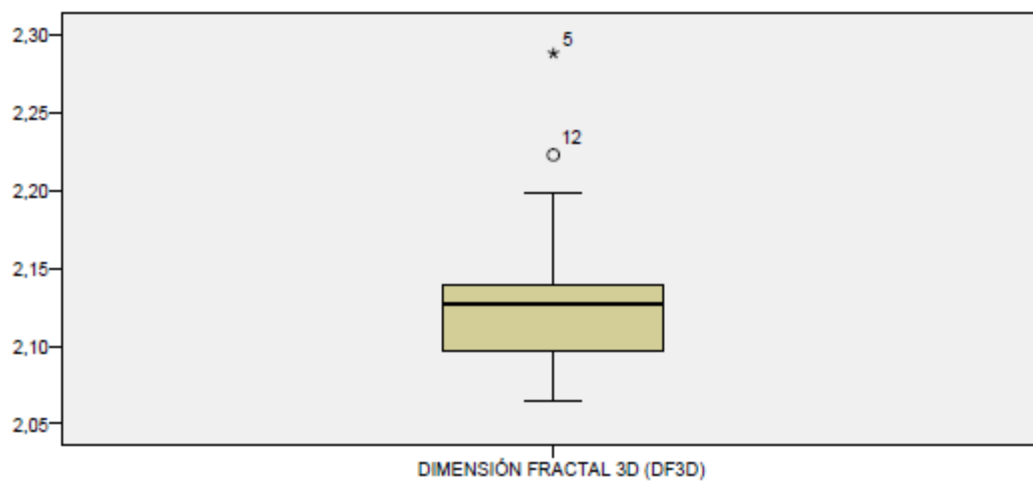


Fig.6.27. Comparación de los valores de las variables grosor trabecular (Tb.Th) y separación trabecular (Tb.Sp) para cada una de las muestras de la serie.

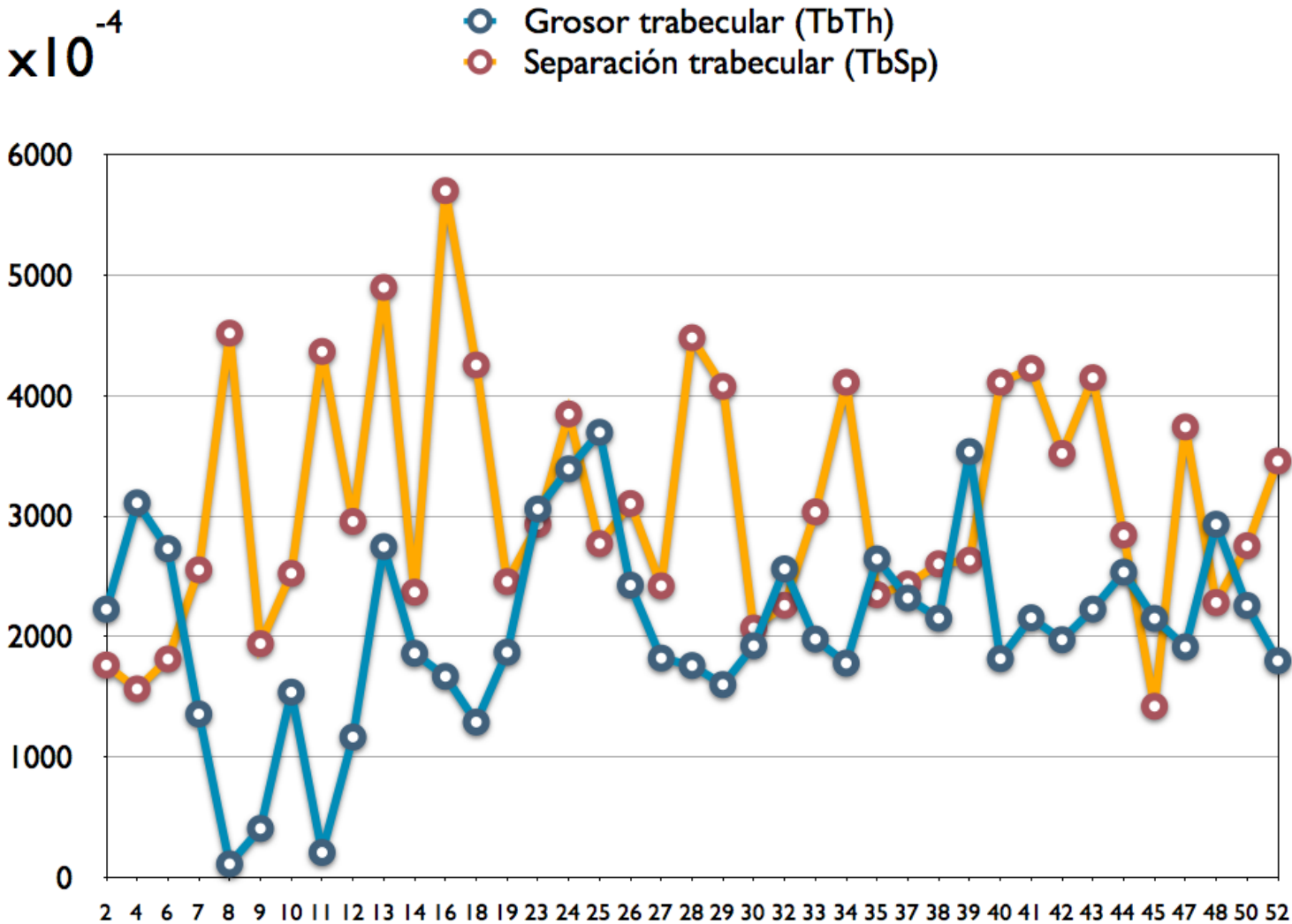


Fig.6.28. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV %) e índice del modelo estructural (SMI) para cada una de las muestras de la serie.

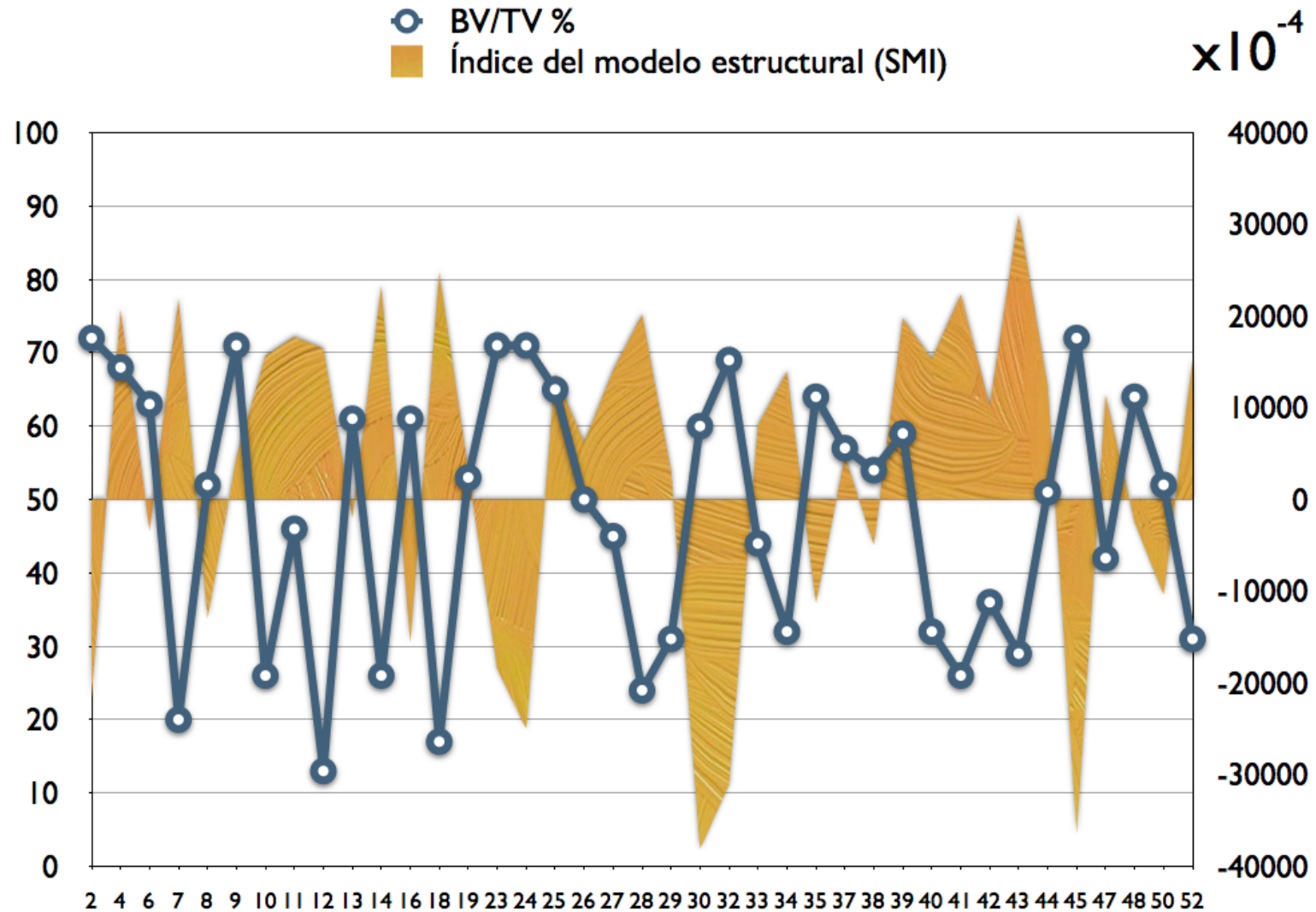


Fig.6.29. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y grosor trabecular (Tb.Th) para cada una de las muestras de la serie.

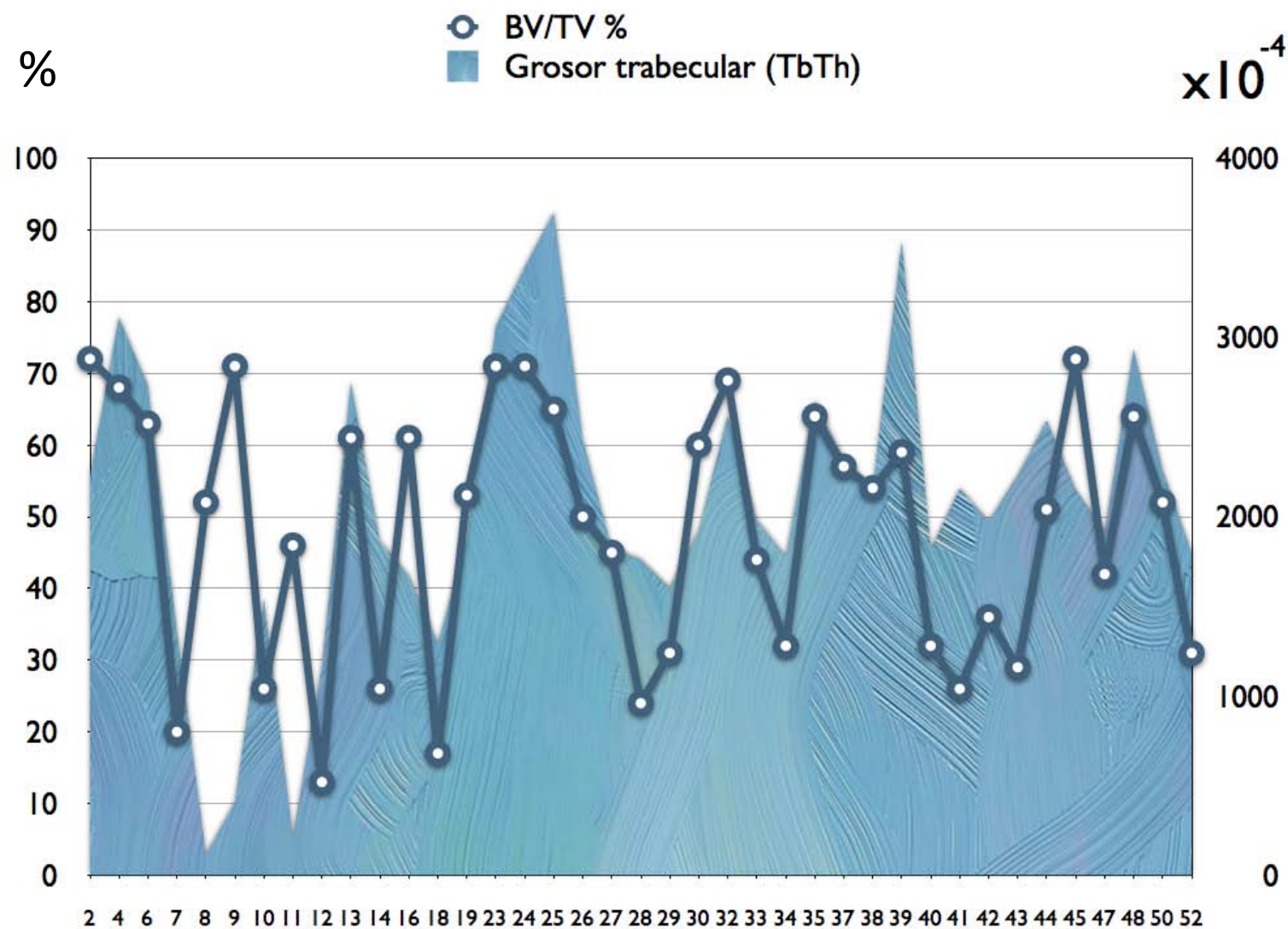


Fig.6.30. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y separación trabecular (Tb.Sp) para cada una de las muestras de la serie.

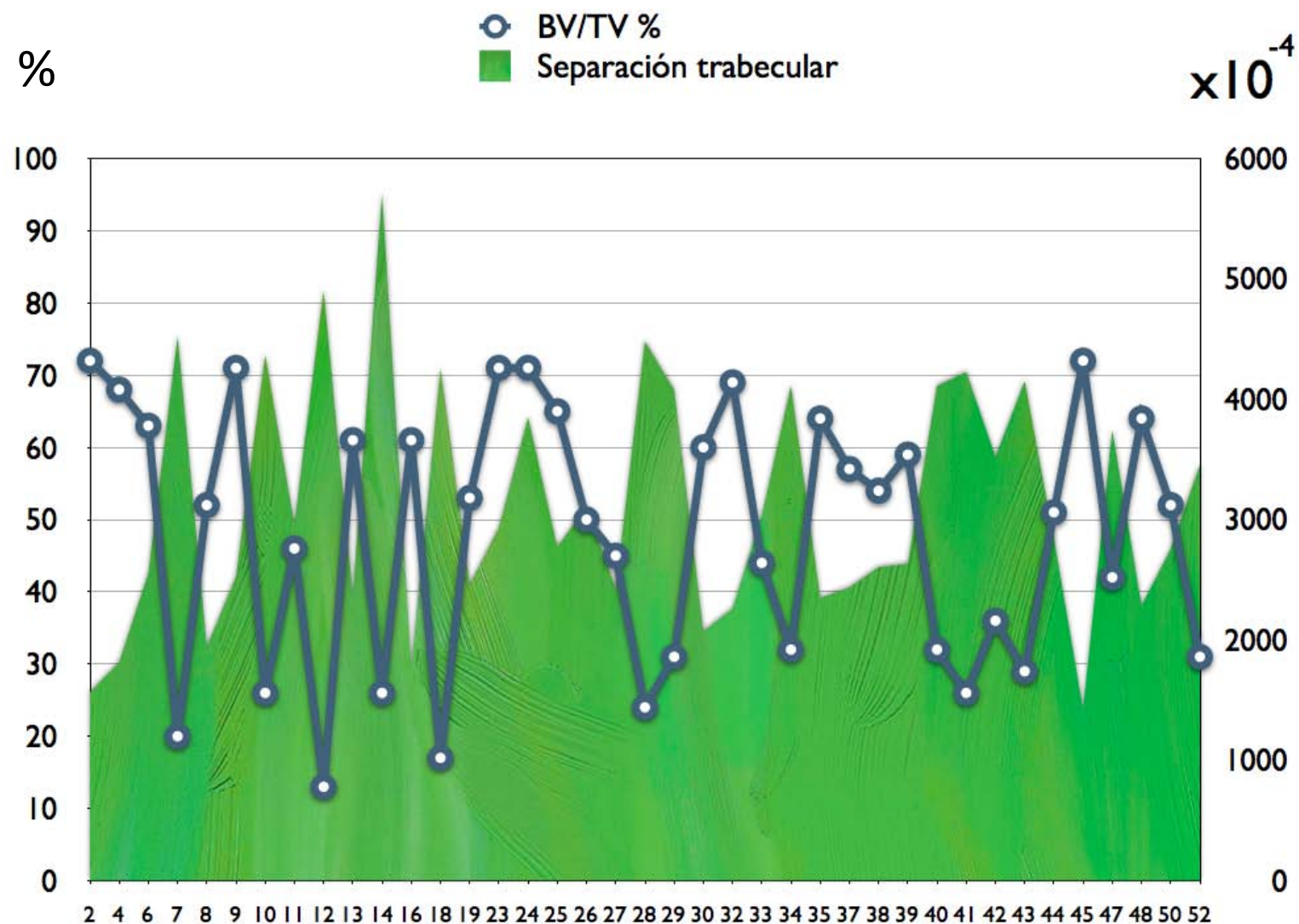


Fig.6.31. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y número trabecular (Tb.N) para cada una de las muestras de la serie.

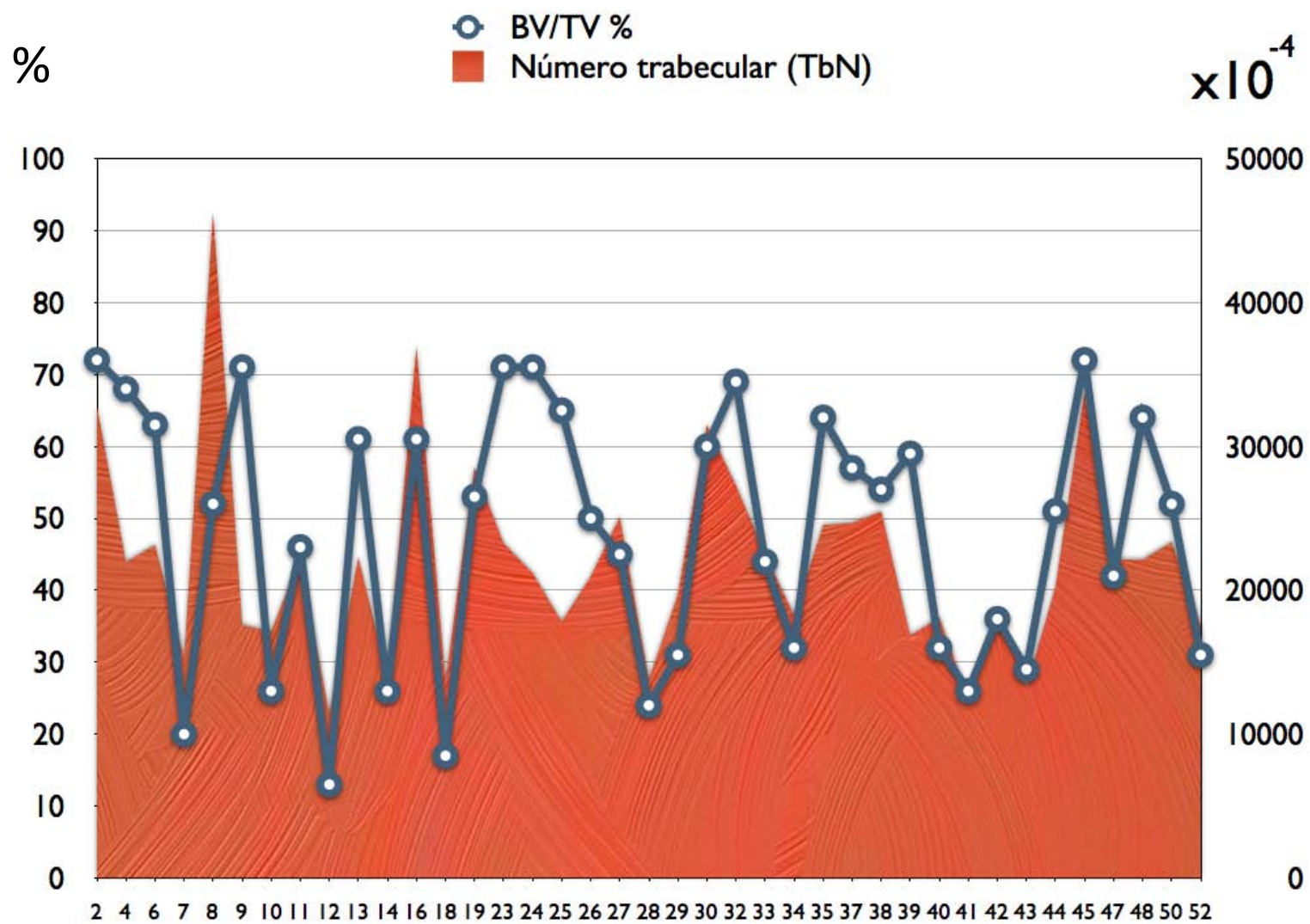


Fig.6.32. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y conectividad inversa (Tb.Pf) para cada una de las muestras de la serie.

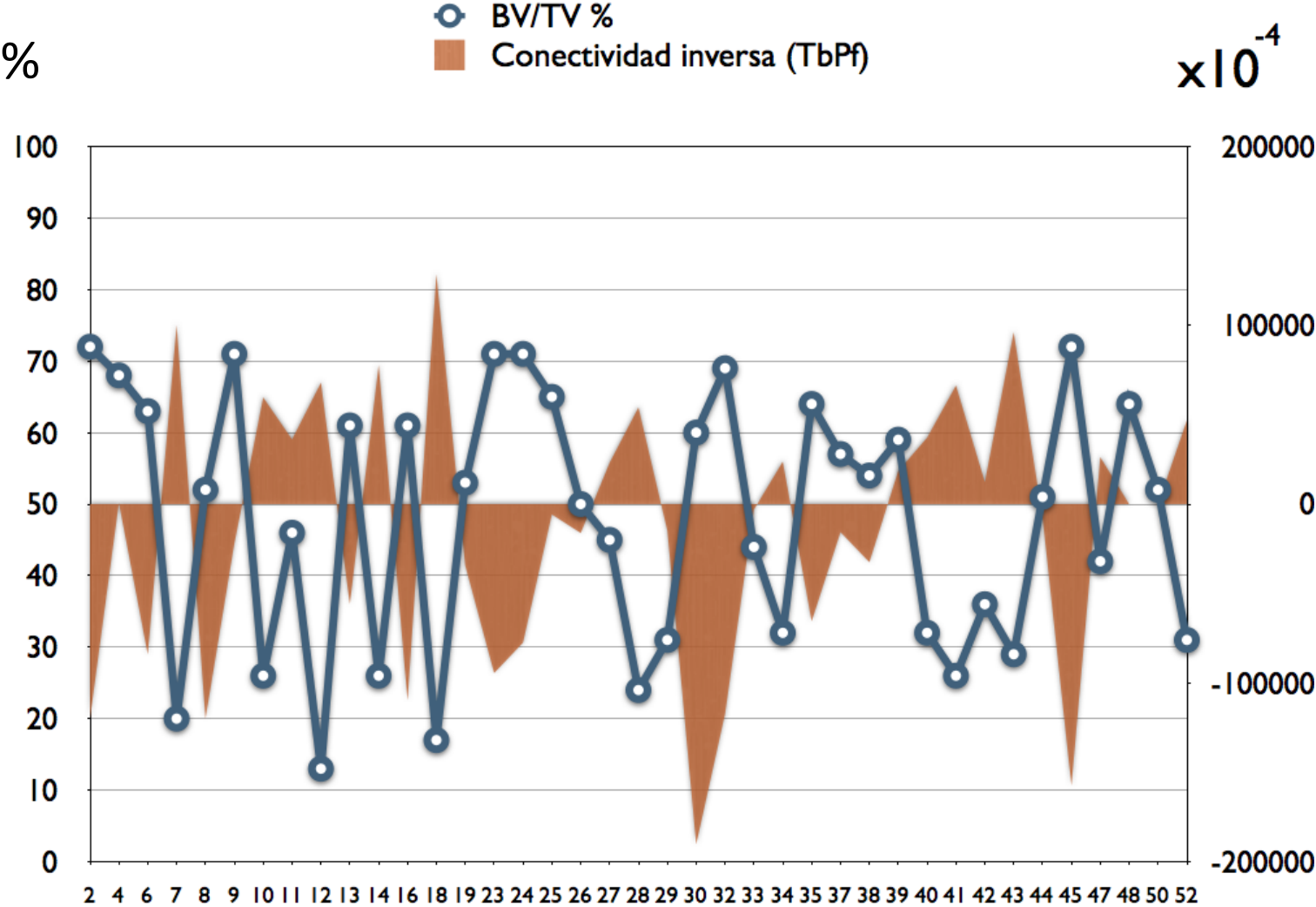


Fig.6.33. Valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y fracción volumétrica ósea (BV/TV) para cada una de las muestras de la serie.

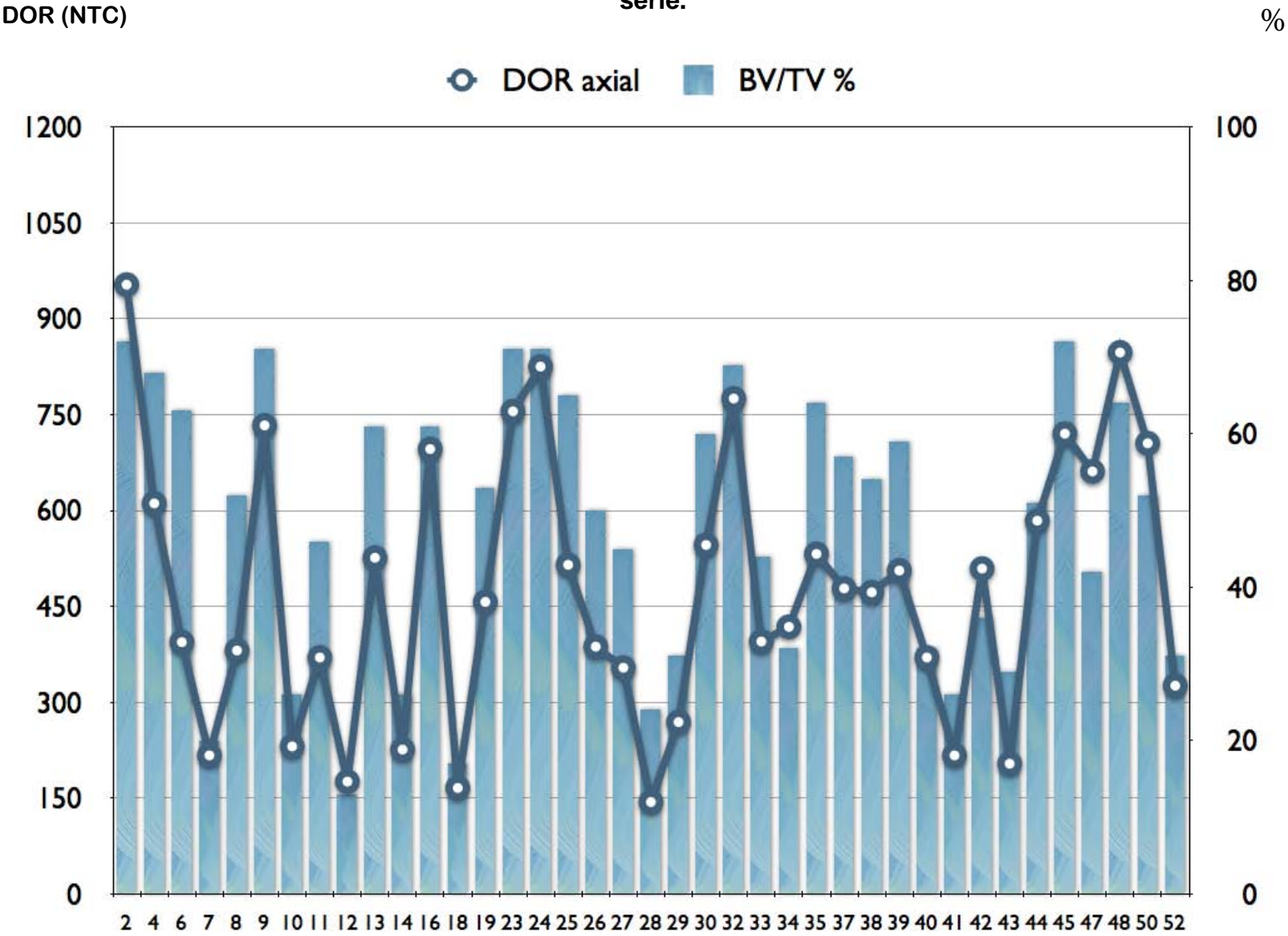
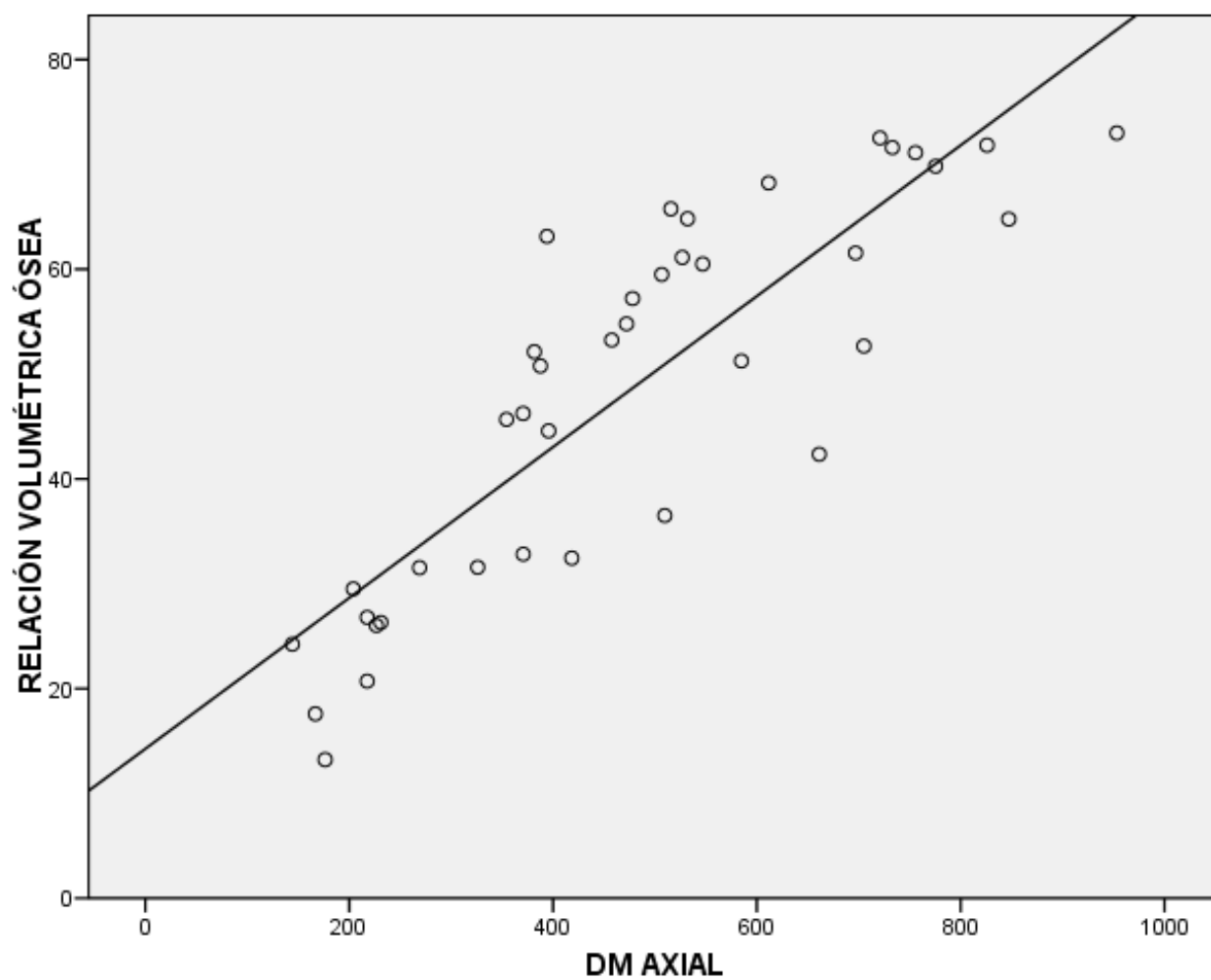


Fig.6.34A. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y fracción volumétrica ósea (BV/TV).



$r = 0,858$

Fig.6.34B. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y fracción volumétrica ósea (BV/TV).

DOR AXIAL

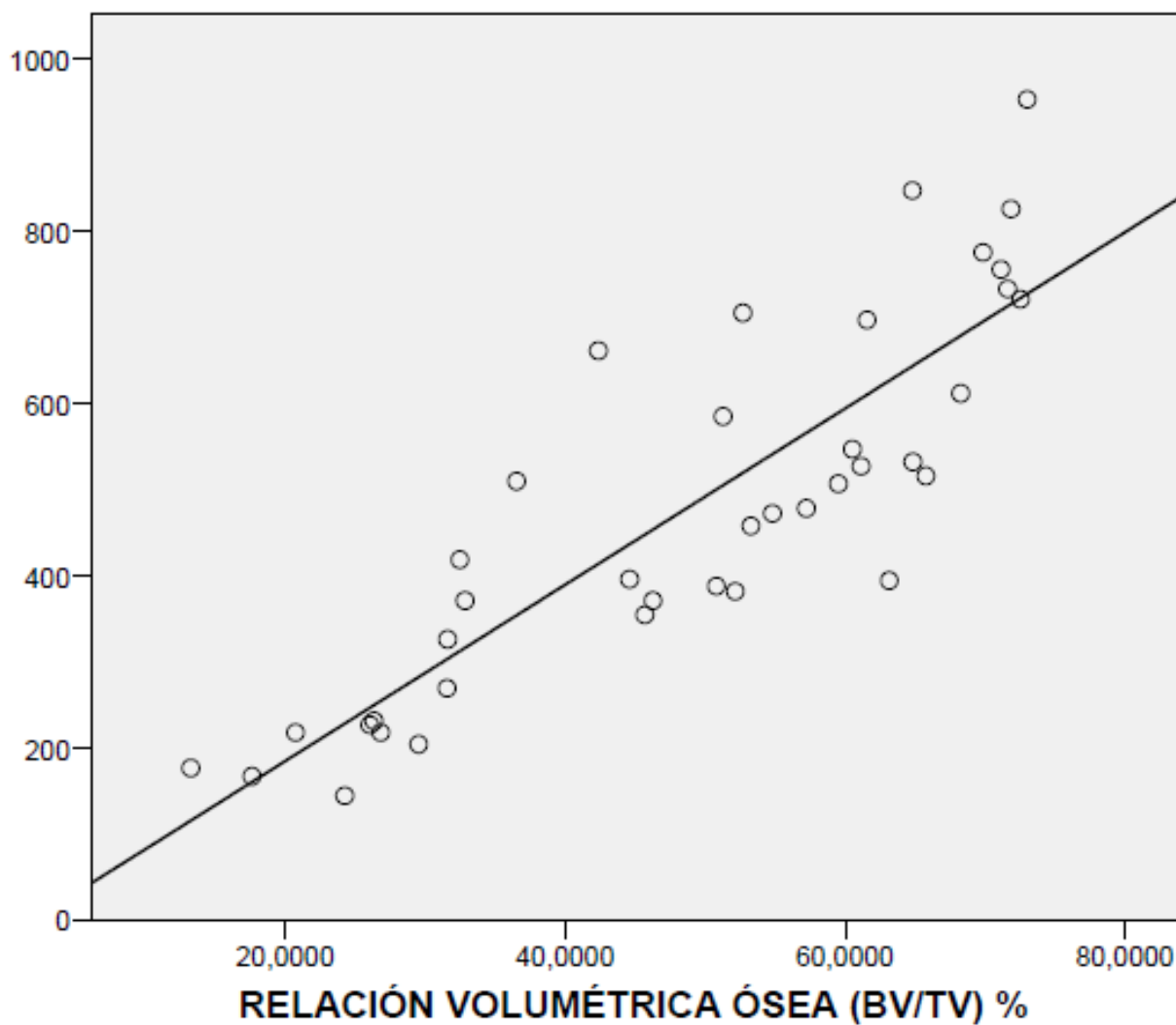


Fig.6.35. Comparación de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y paraxial medular con los valores de grosor trabecular (Tb.Th) (mm) y separación trabecular (Tb.Sp) (mm) para cada una de las muestras de la serie.

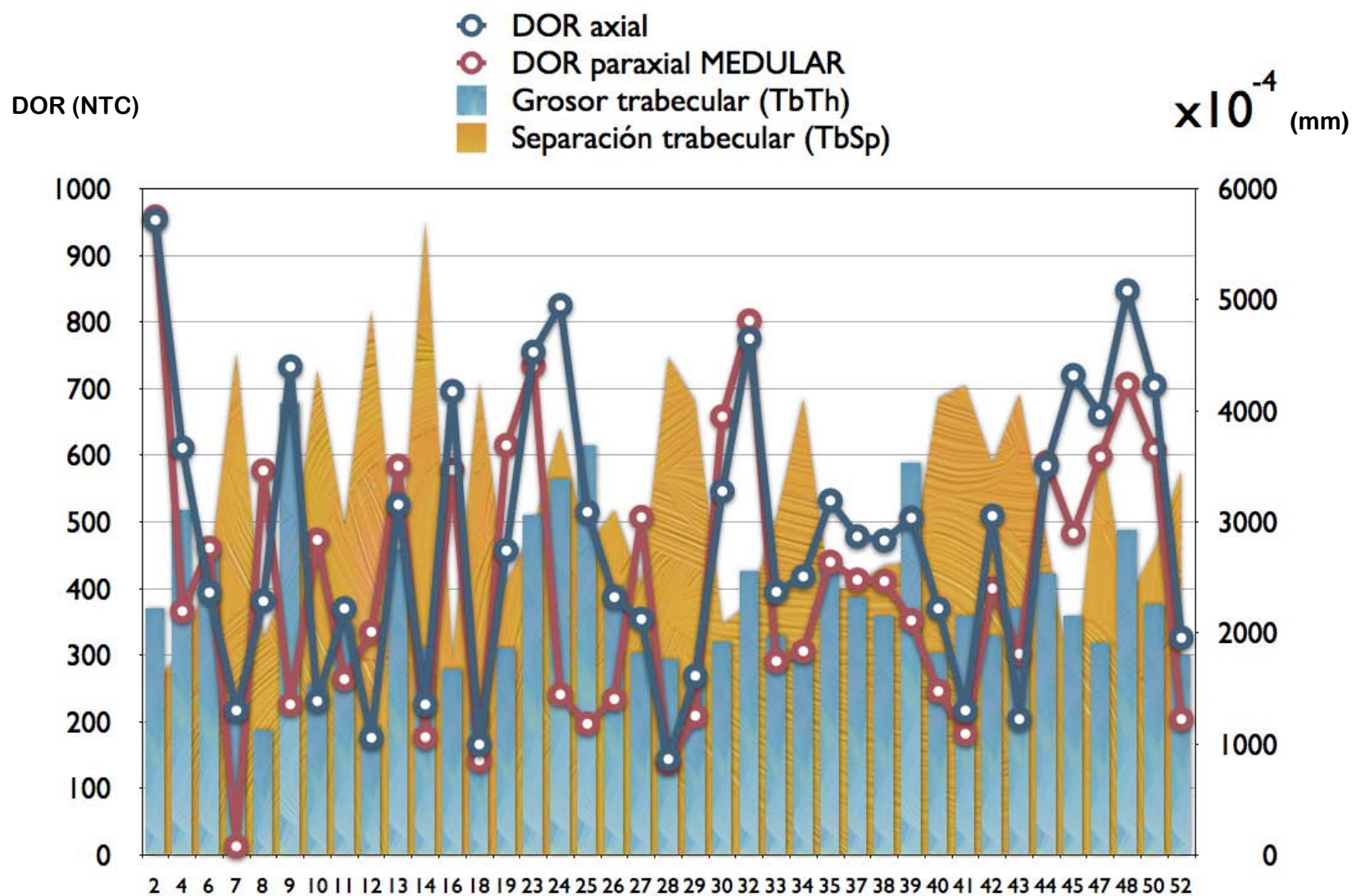


Fig.6.36. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y grosor trabecular (Tb.Th).

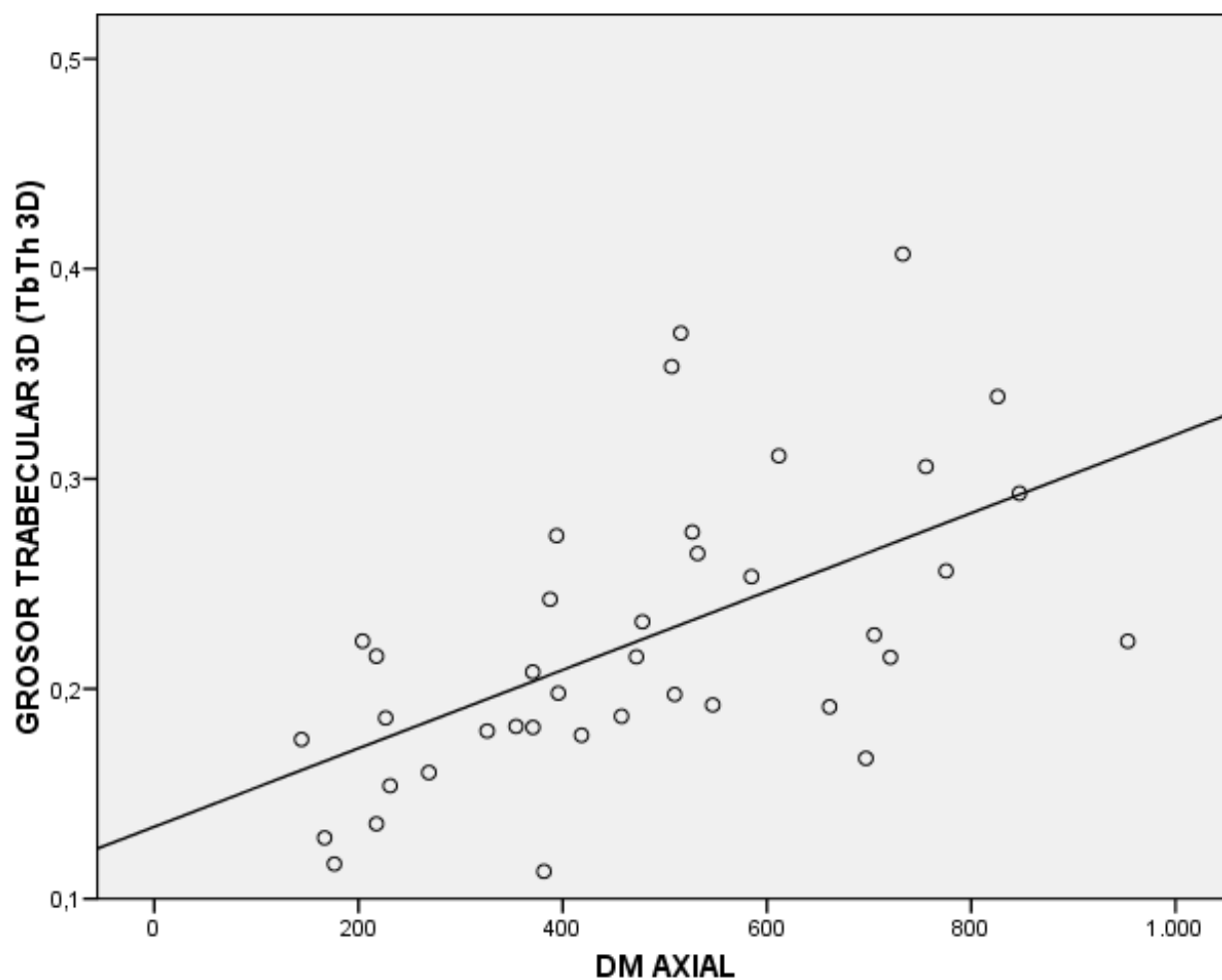


Fig.6.37. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y separación trabecular (Tb.Sp).

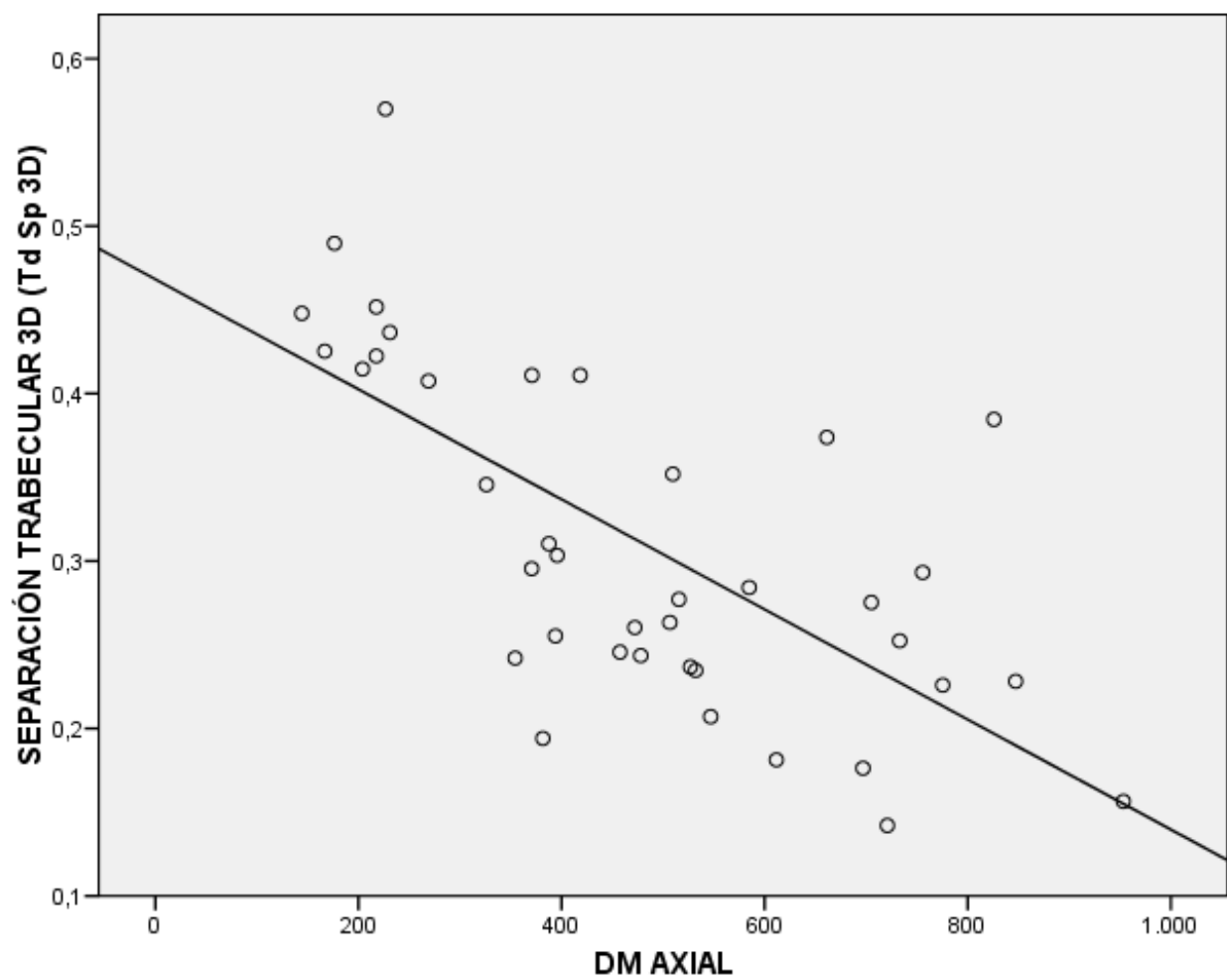


Fig.6.38. Comparación de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y paraxial medular con los valores de la variable número trabecular (Tb.N) para cada una de las muestras de la serie.

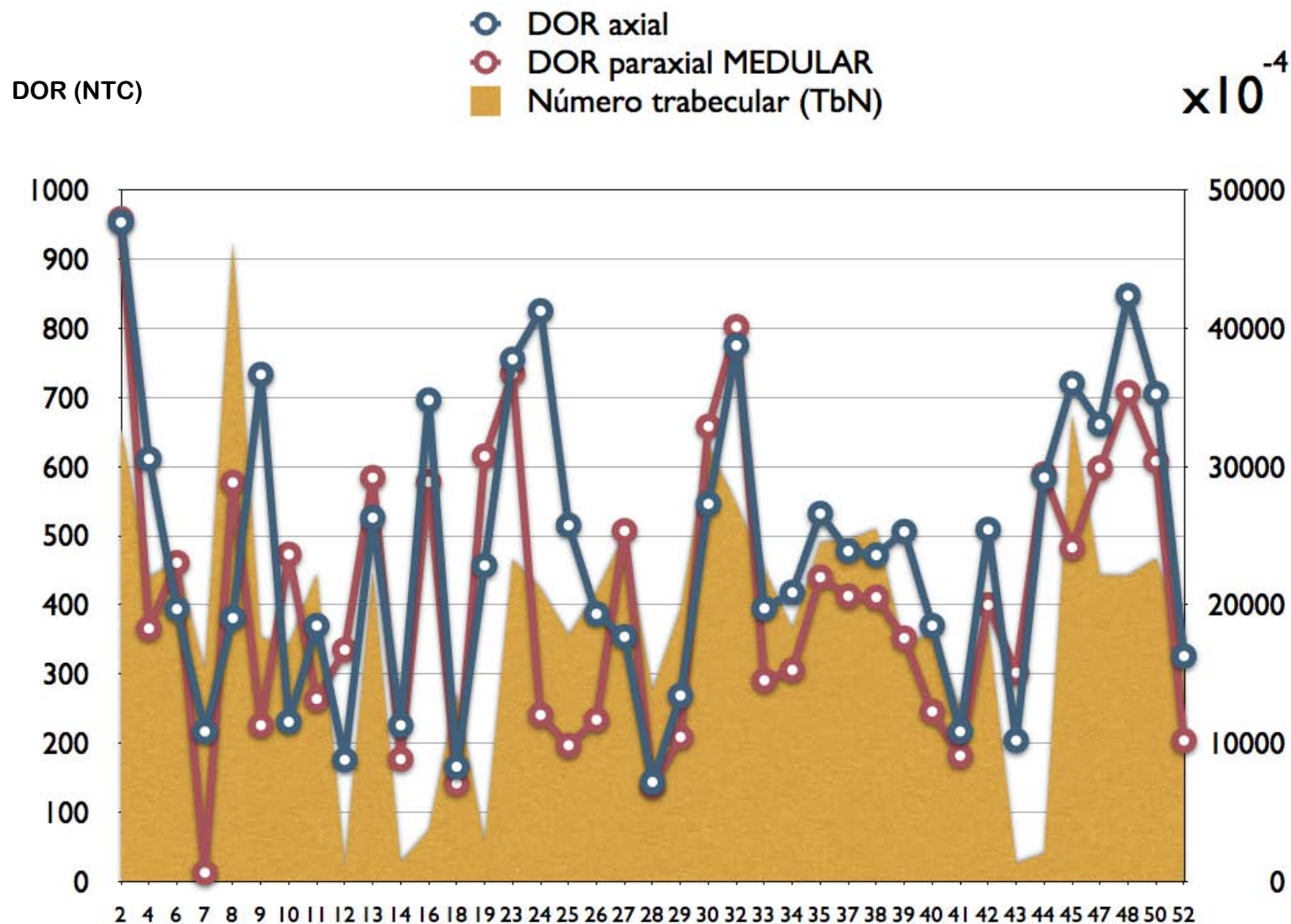
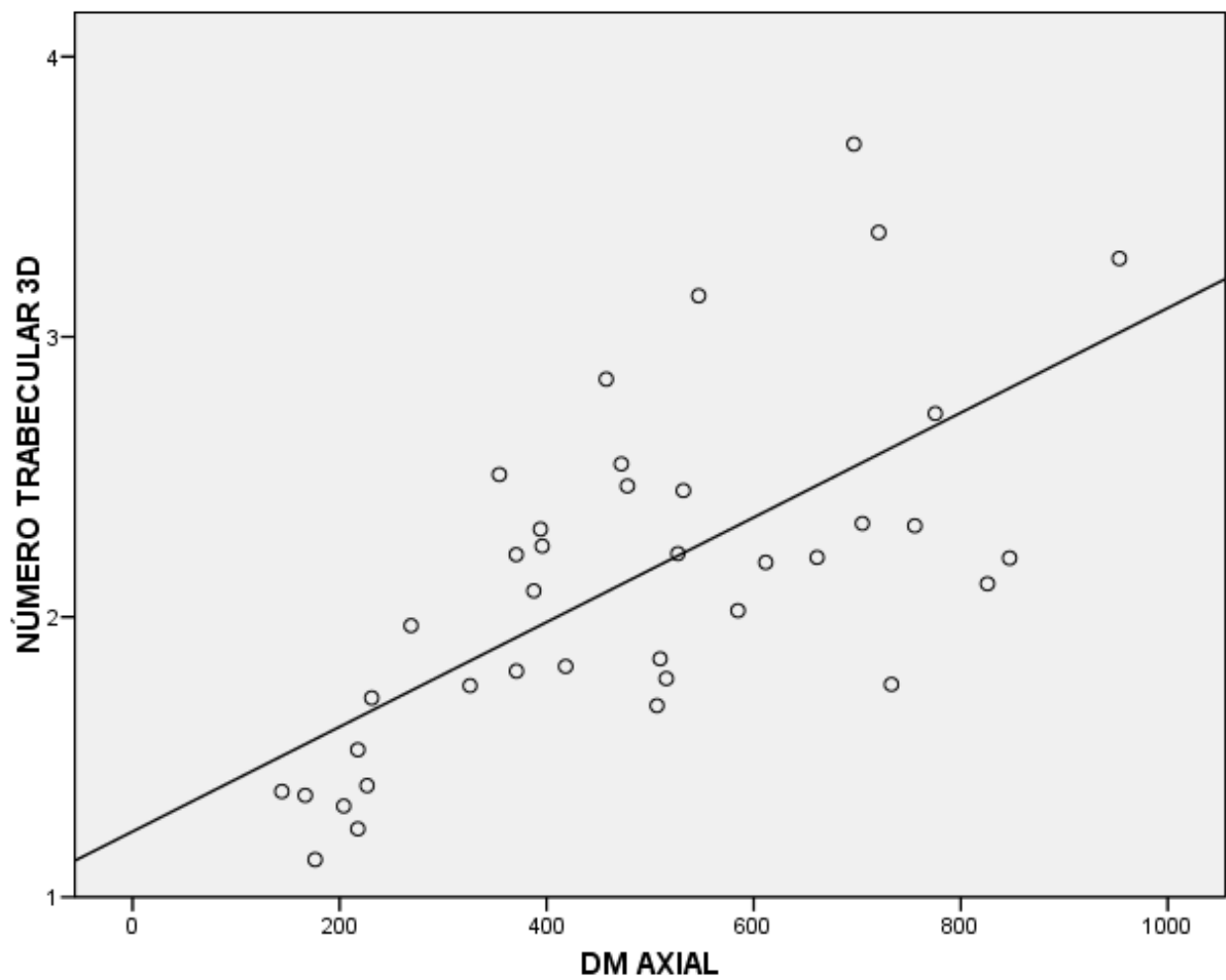


Fig.6.39. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y número trabecular (Tb.N).



r = 0,666

Fig.6.40. Comparación de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y paraxial medular con los valores de la variable conectividad inversa (Tb.Pf) para cada una de las muestras de la serie.

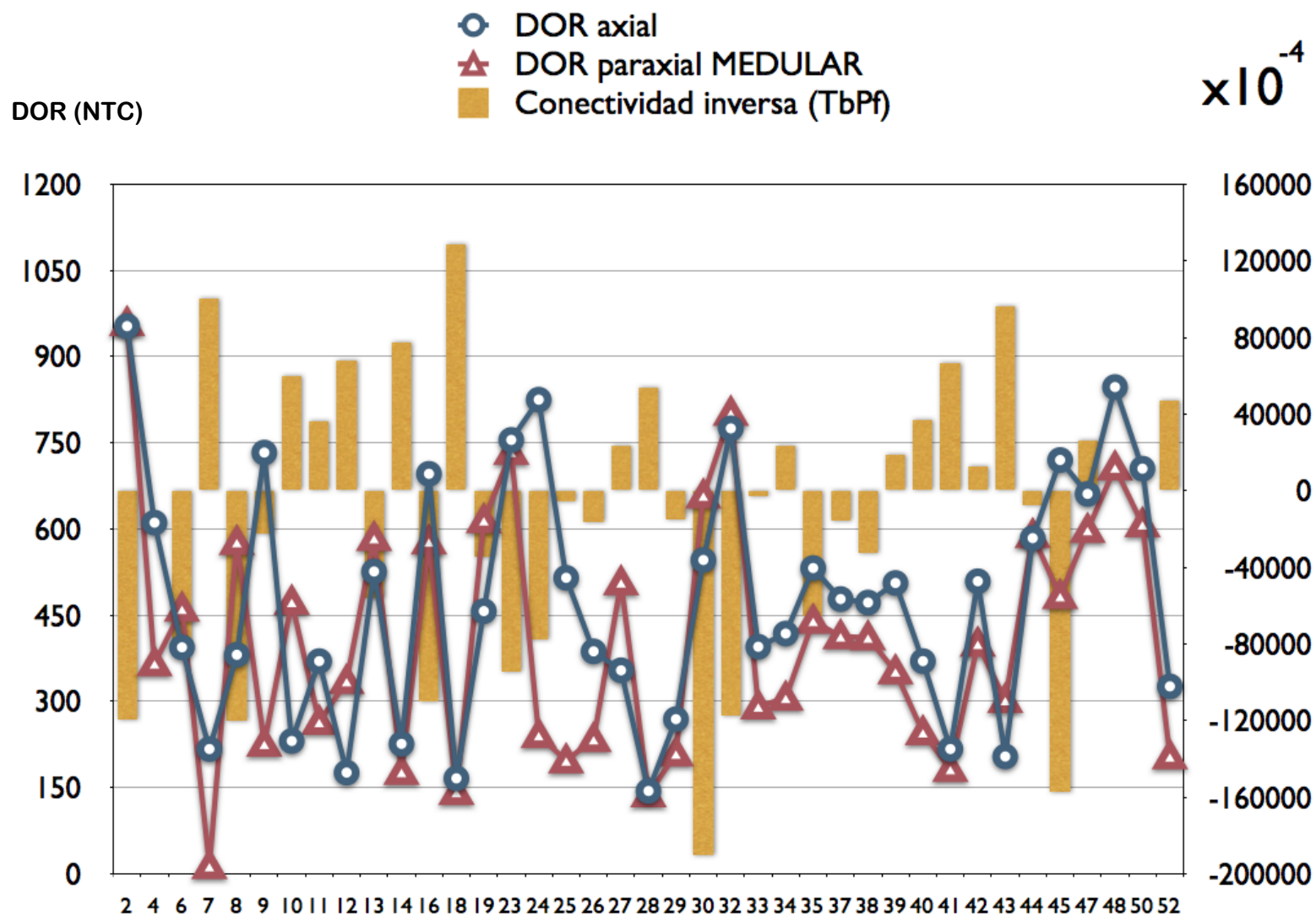
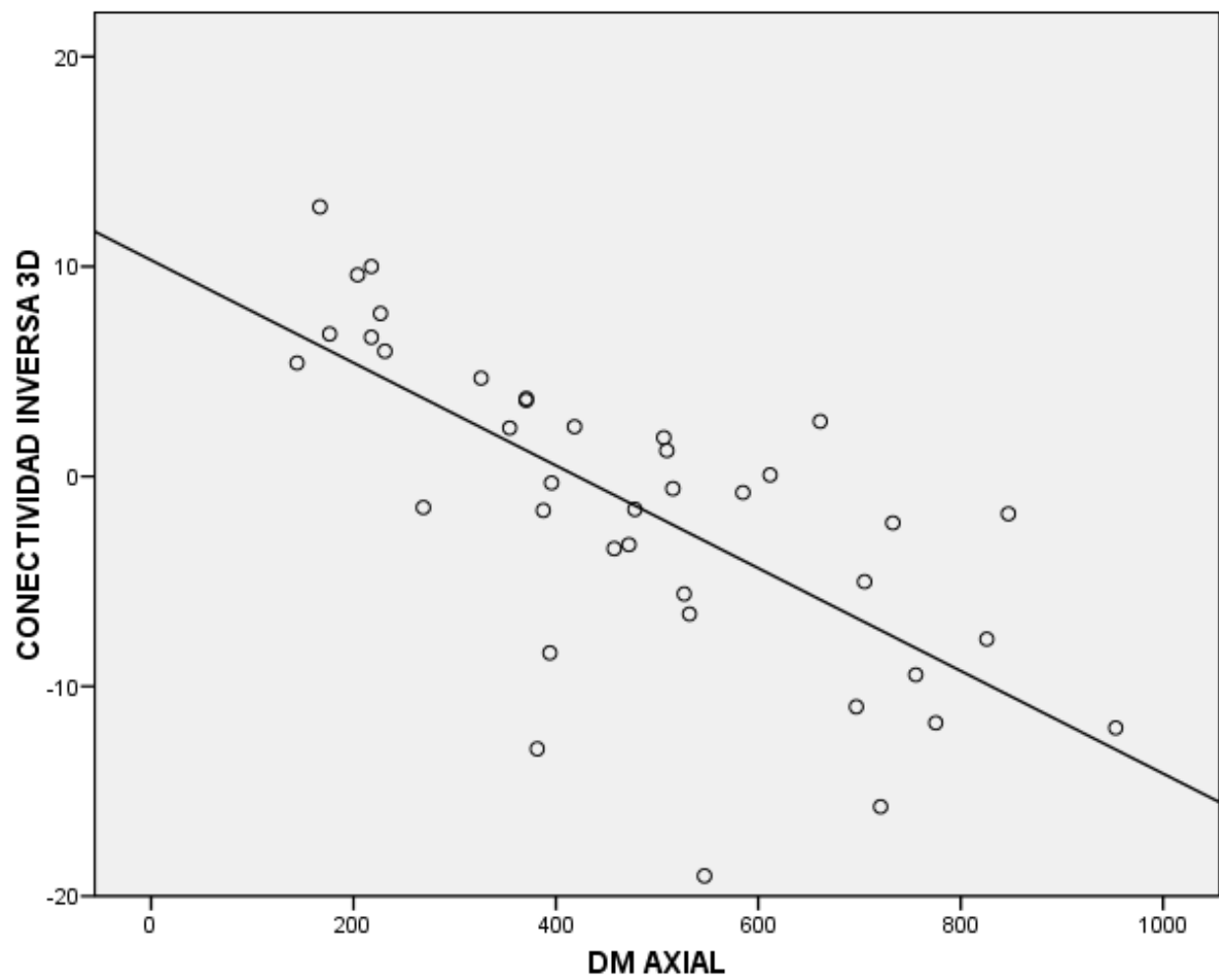


Fig.6.41. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y conectividad inversa o factor del patrón trabecular (Tb.Pf).



$r = -0,700$

Fig.6.42. Comparación de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y paraxial medular con los valores de la variable índice del modelo estructural (SMI) para cada una de las muestras de la serie.

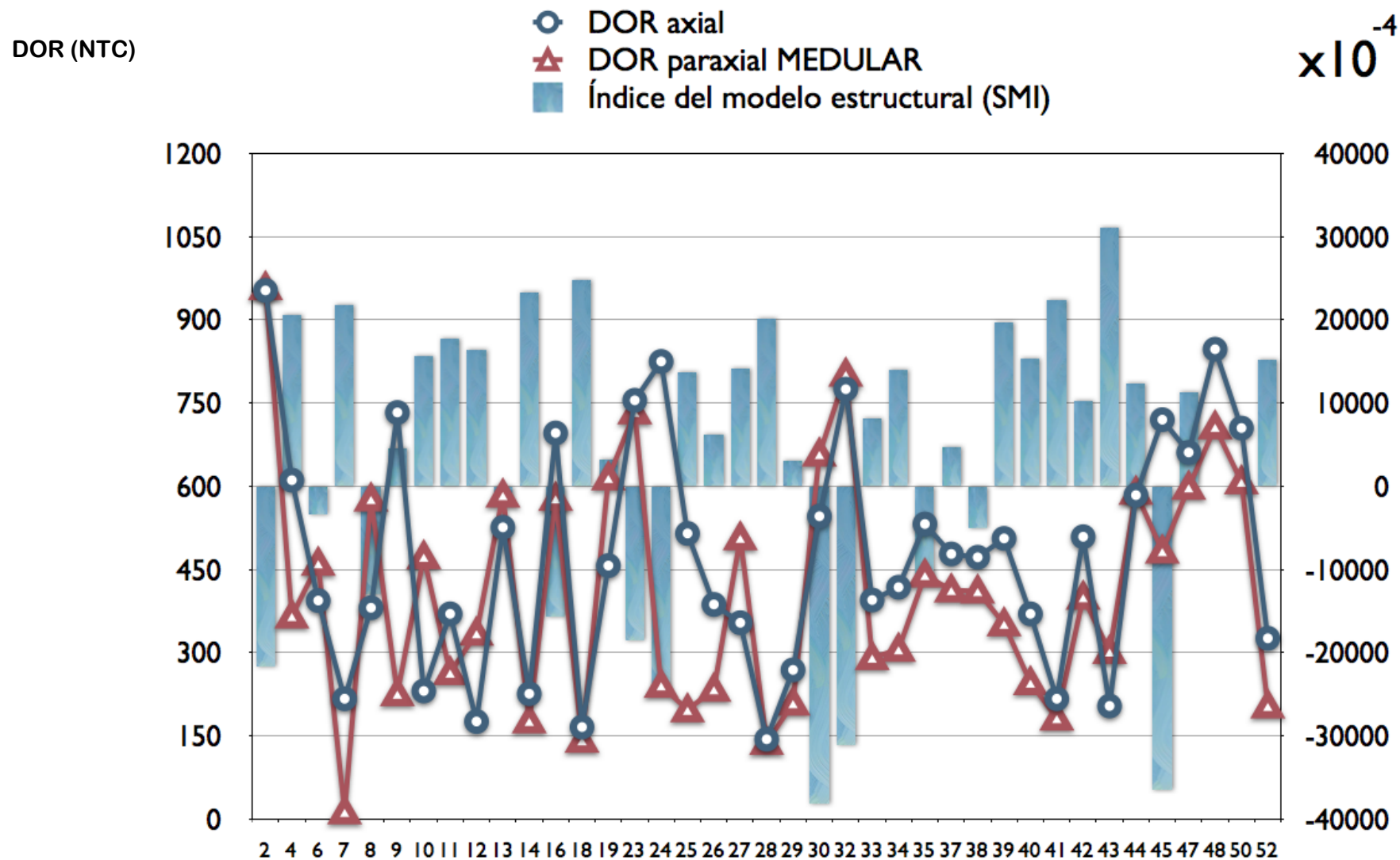
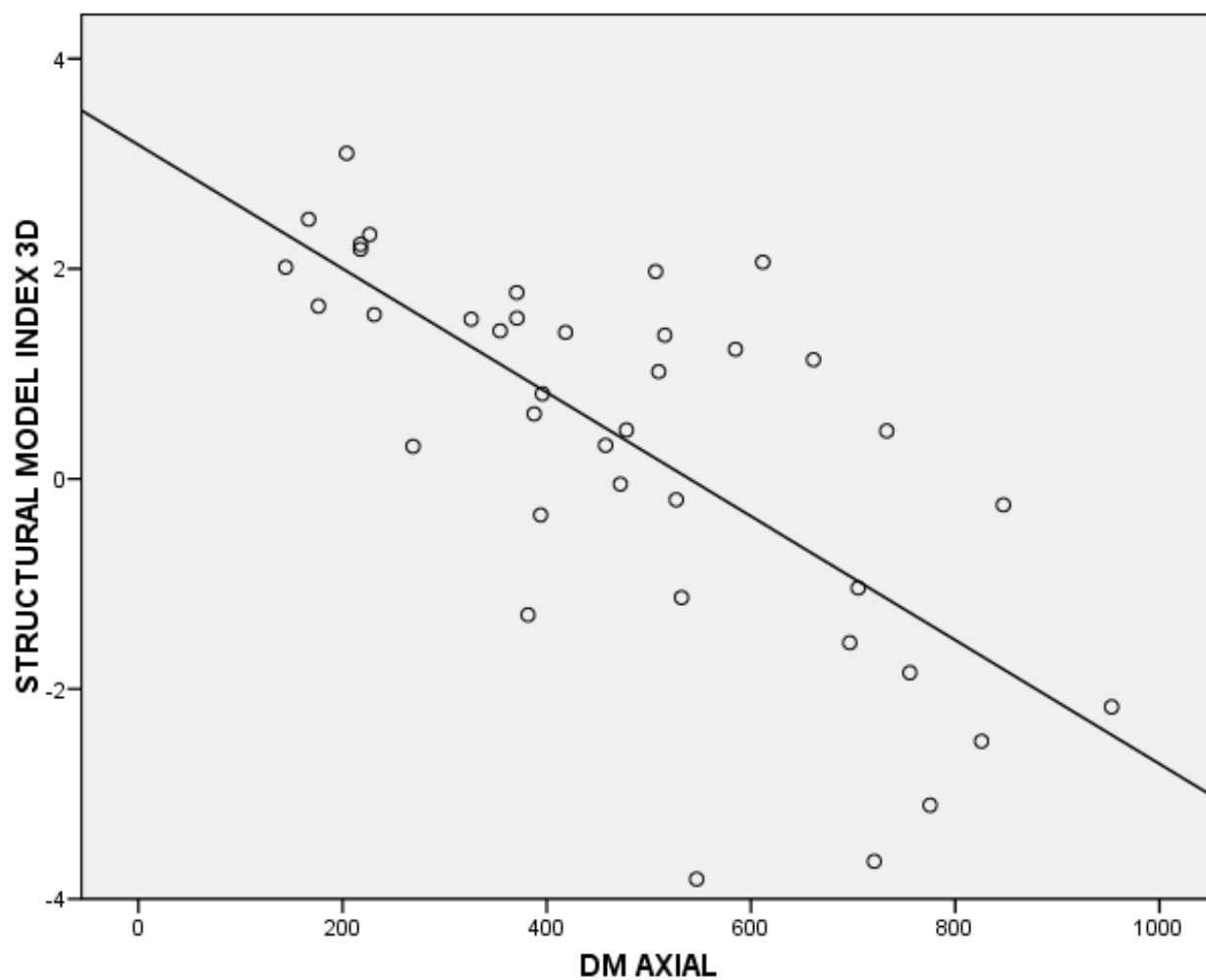


Fig.6.43. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial e índice del modelo estructural (SMI).



$r = -0,704$

Fig.6.44. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y grado de anisotropía (DA).

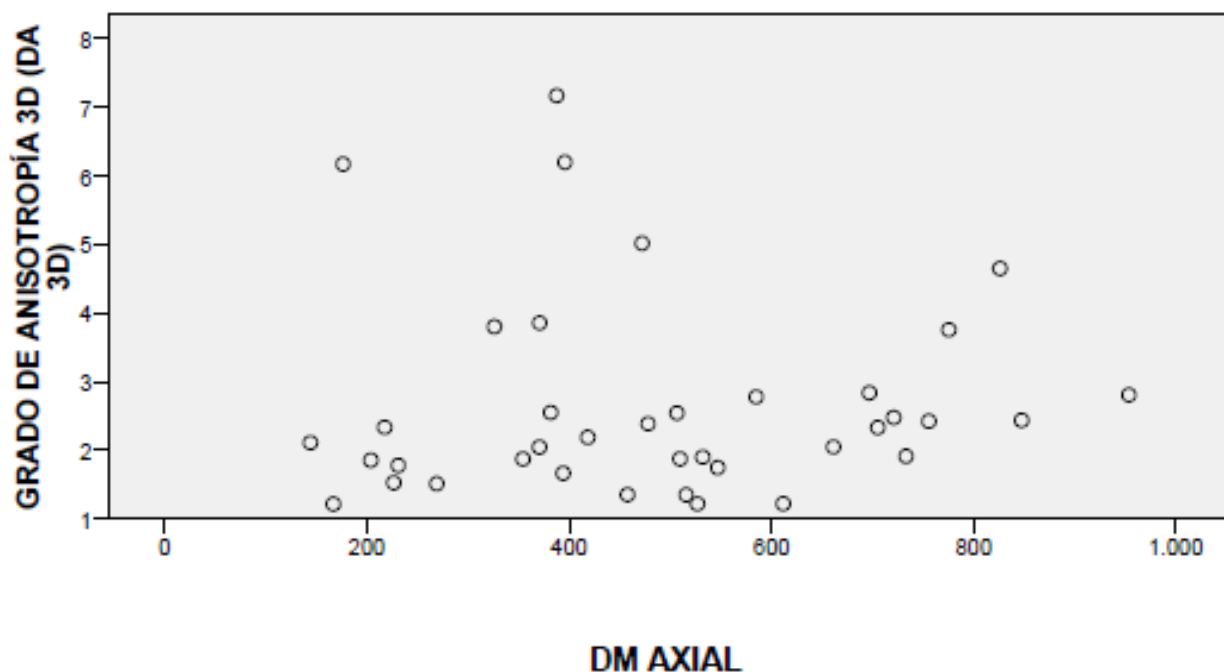


Fig.6.45. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y dimensión fractal (FD).

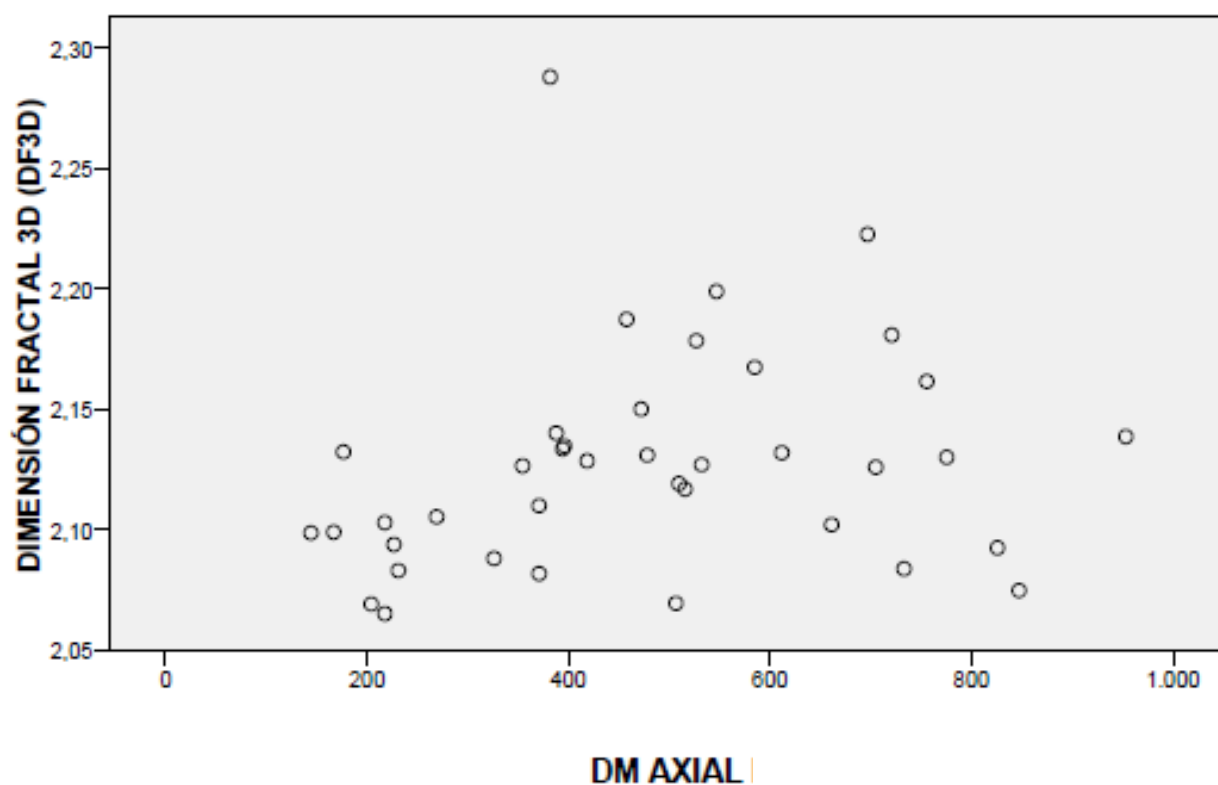
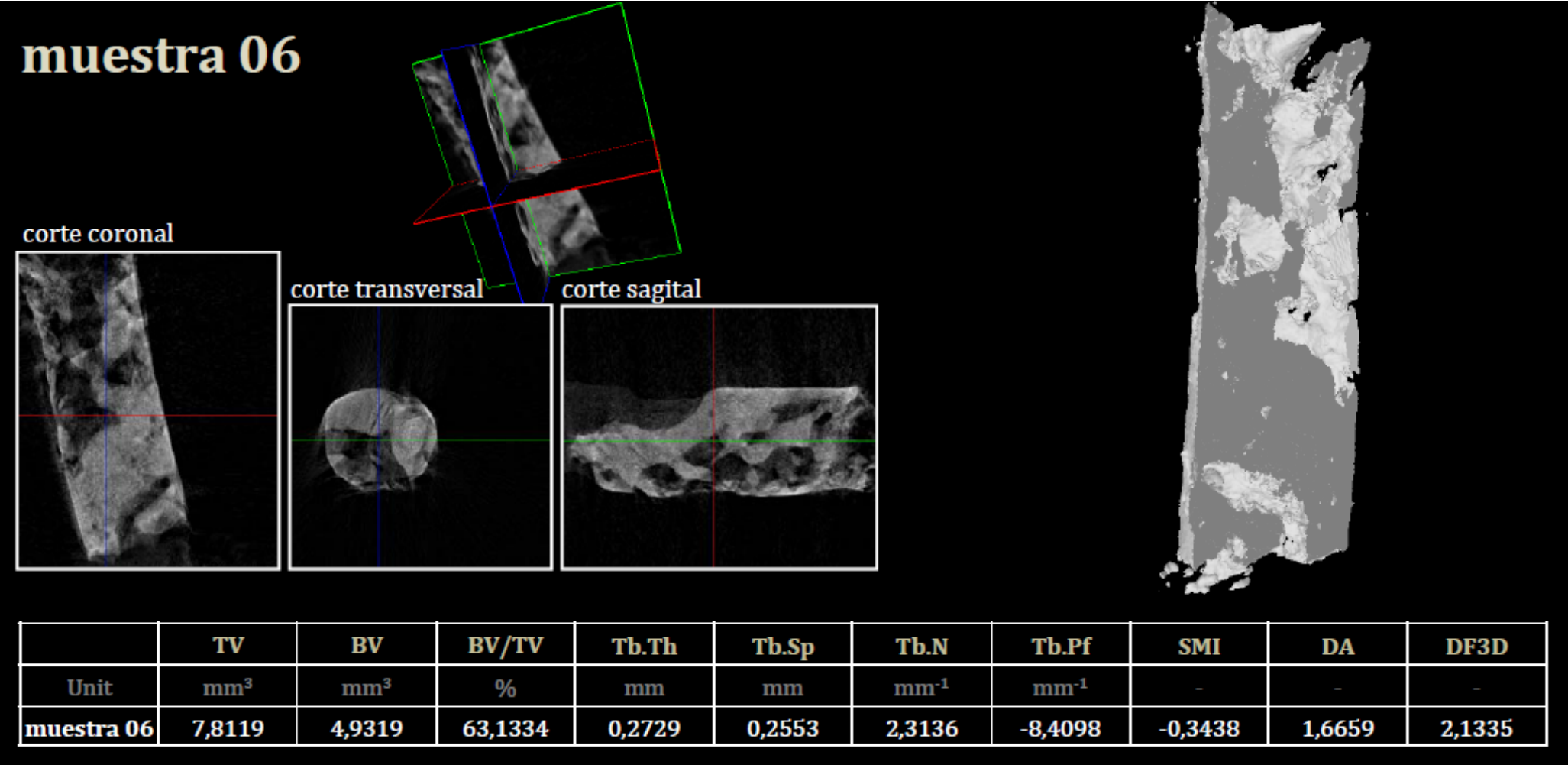
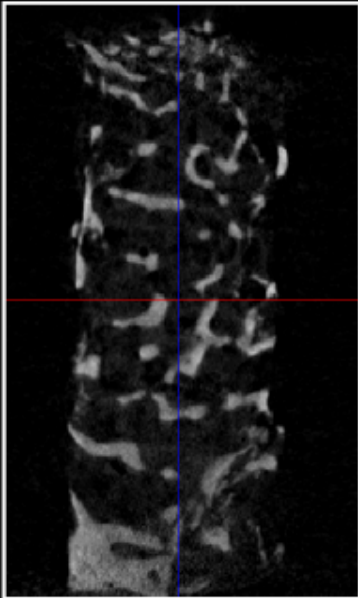


Fig.6.46. Imágenes y valores de las variables micro-estructurales tras el análisis mediante micro-TC de las biopsias óseas 6, 7, 12, 16, 19, 23, 24, 25, 26, 27, 32, 33, 34, 35, 37, 40, 43, 44, 48, 50 y 52.

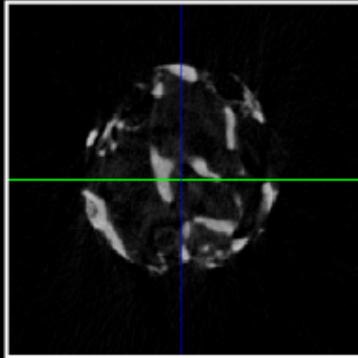


muestra 07

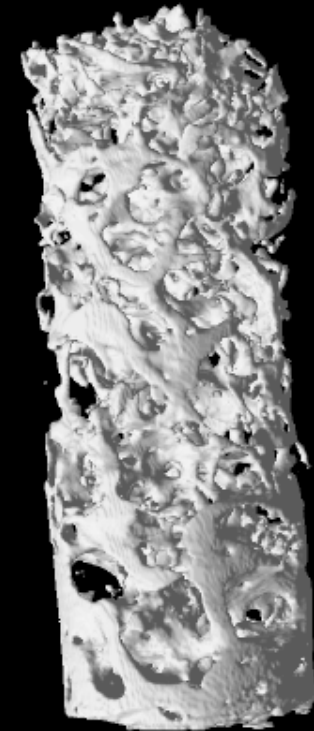
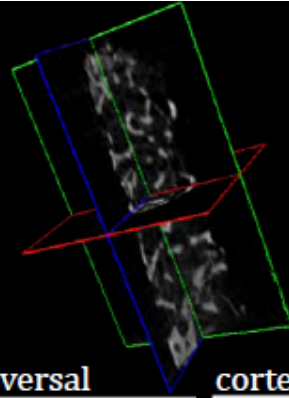
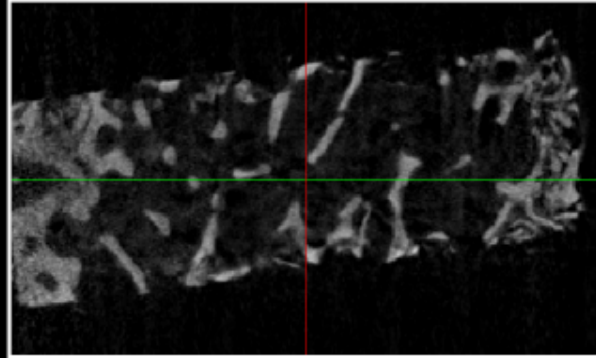
corte coronal



corte transversal



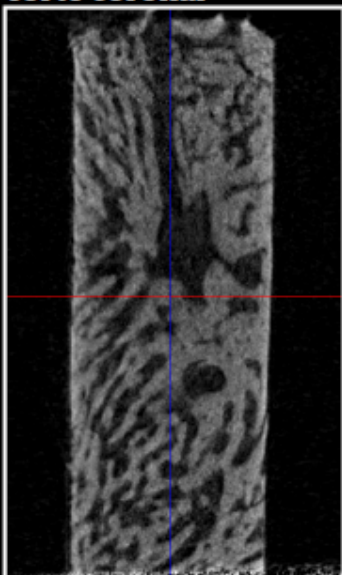
corte sagital



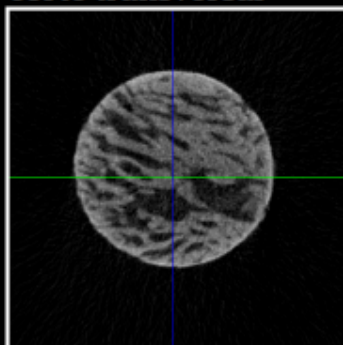
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 07	29,3705	6,0818	20,7072	0,1357	0,4517	1,5263	10,1518	2,1858	140,8165	2,1029

muestra 08

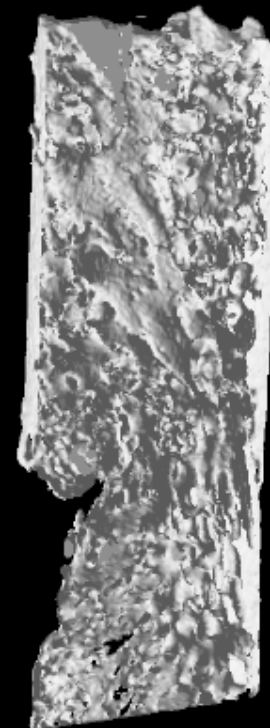
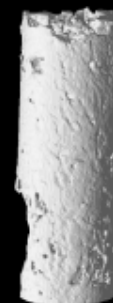
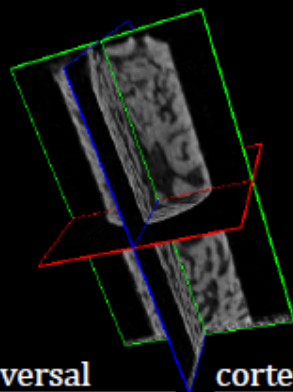
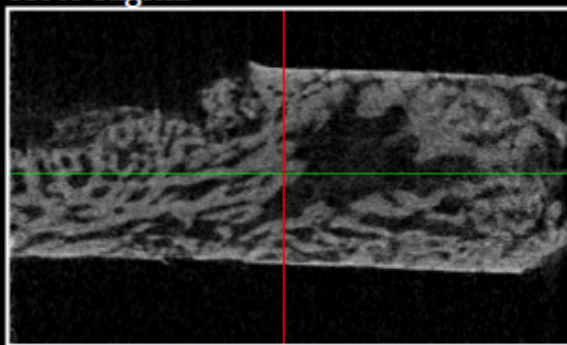
corte coronal



corte transversal

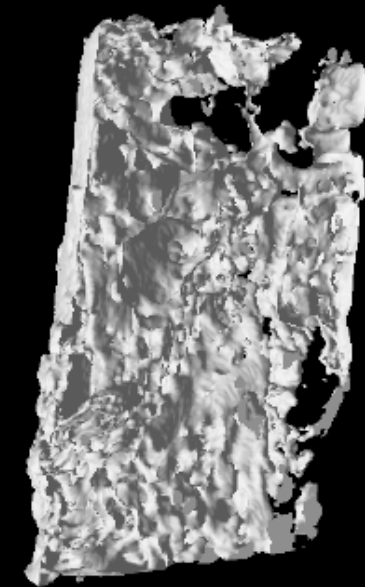
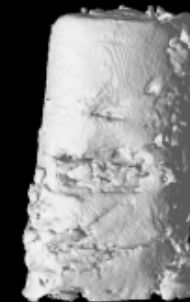
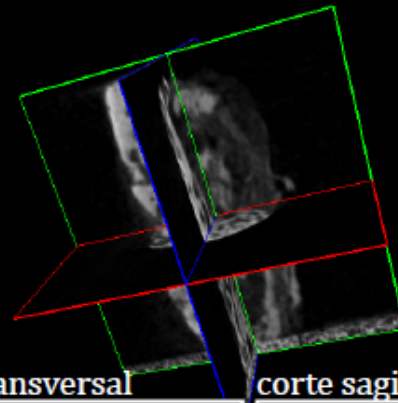


corte sagital

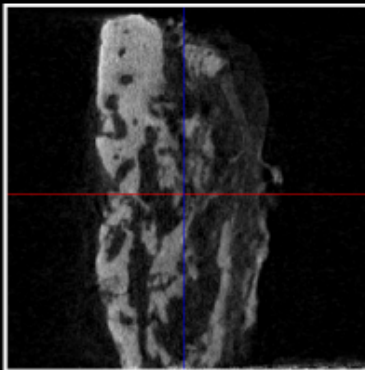


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 08	19,0634	9,9371	52,1267	0,1130	0,1941	4,6151	-12,9805	-1,2948	2,5501	2,2879

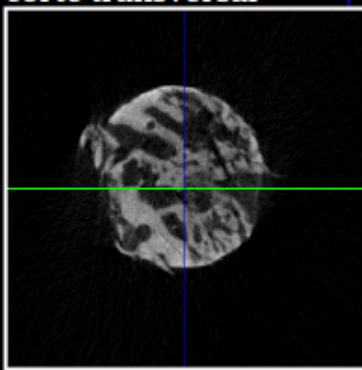
muestra 12



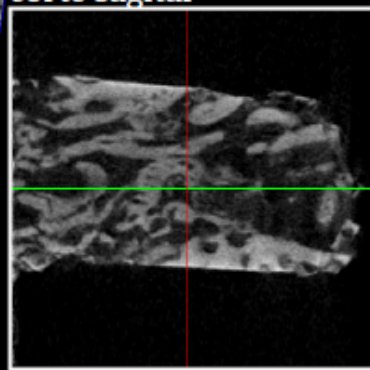
corte coronal



corte transversal



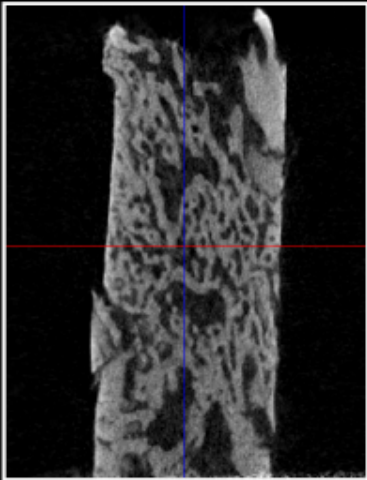
corte sagital



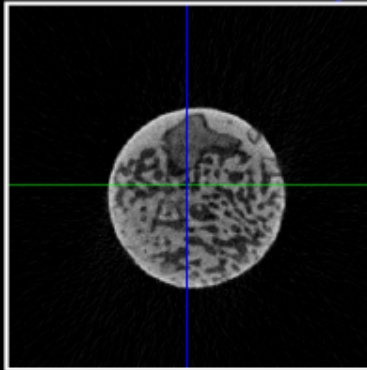
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 12	3,7927	0,5014	13,2204	0,1166	0,4897	1,1340	6,7884	1,6450	6,1722	2,1322

muestra 16

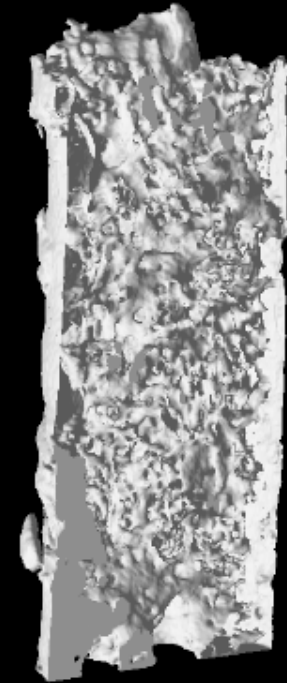
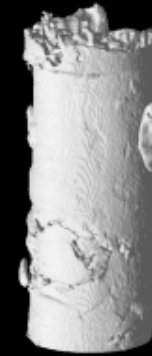
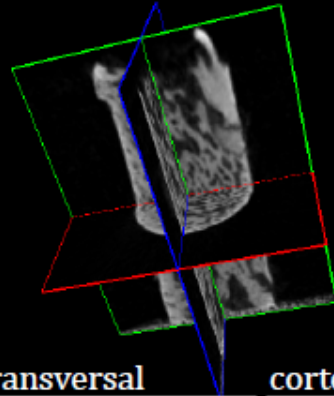
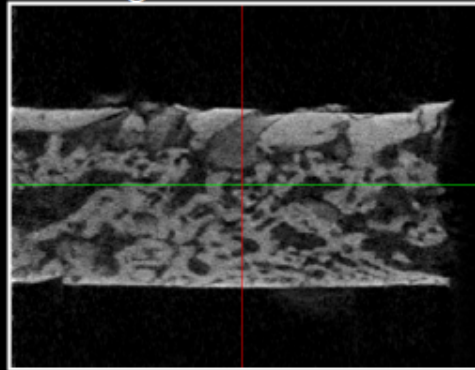
corte coronal



corte transversal



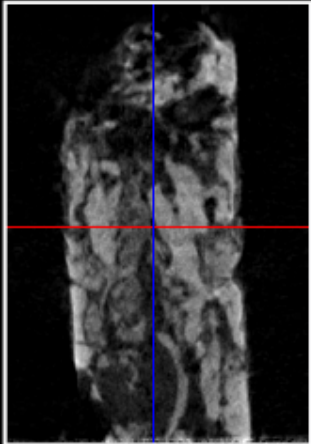
corte sagital



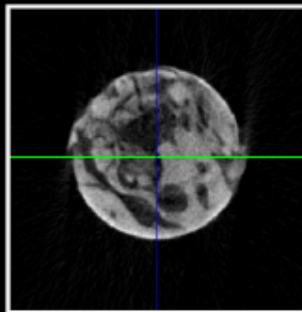
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 16	23,4428	14,4293	61,5510	0,1669	0,1763	3,6880	-10,9776	-1,5603	2,8378	2,2226

muestra 19

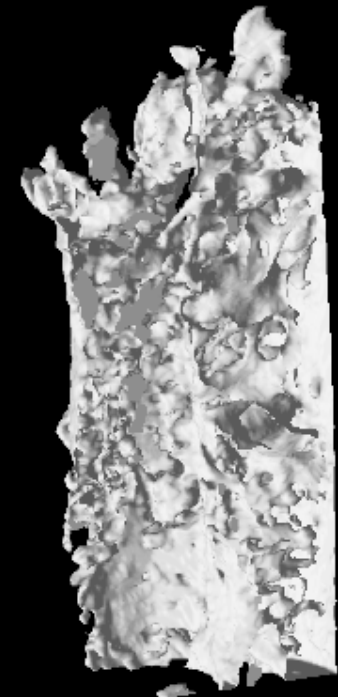
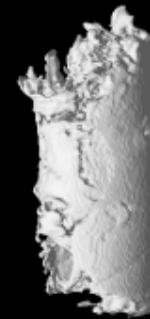
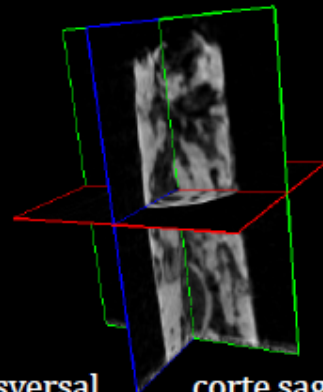
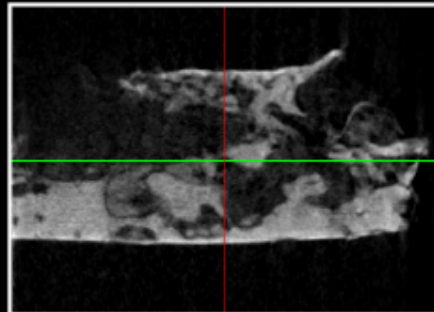
corte coronal



corte transversal

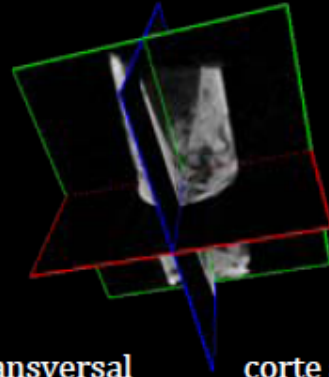


corte sagital

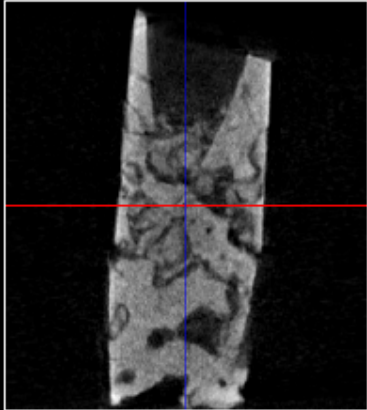


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 19	7,0534	3,7556	53,2455	0,1869	0,2456	2,8490	-3,4410	0,3198	1,3518	2,1873

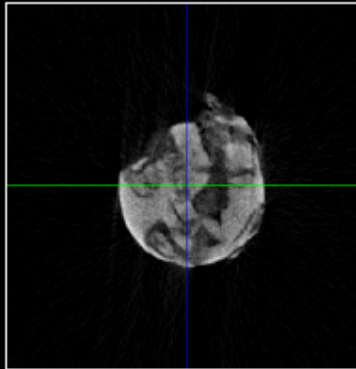
muestra 23



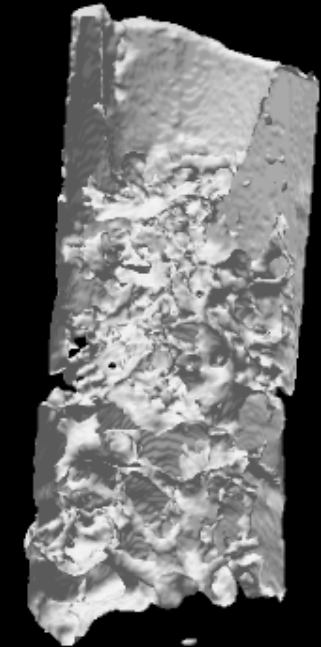
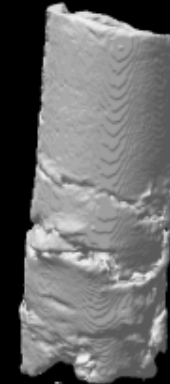
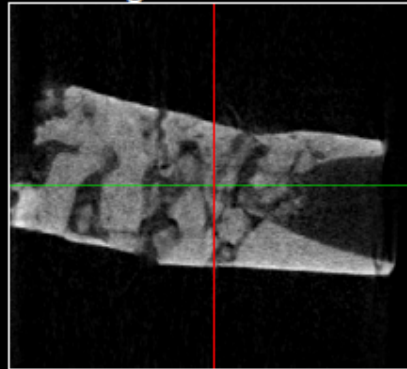
corte coronal



corte transversal



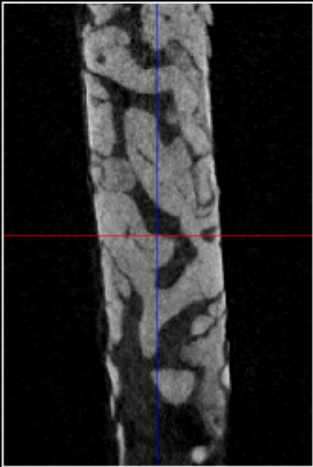
corte sagital



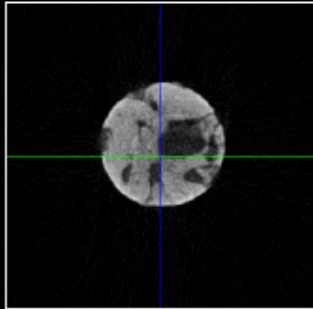
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 23	11,8958	8,4608	71,1237	0,3058	0,2932	2,3256	-9,4477	-1,8453	2,4238	2,1615

muestra 24

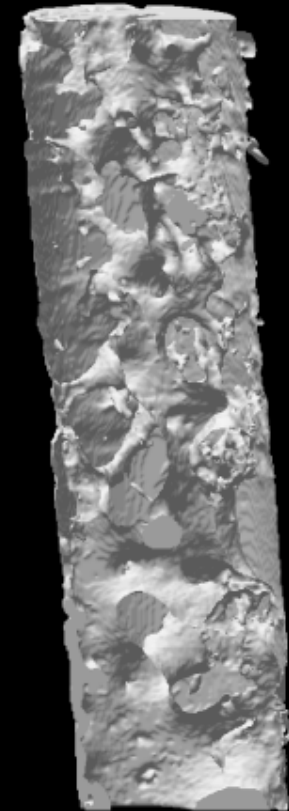
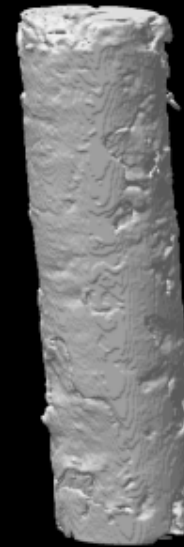
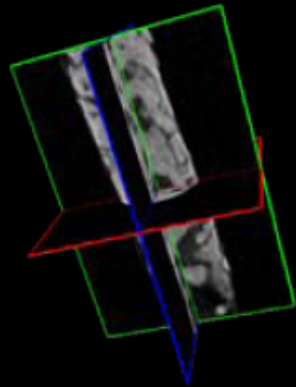
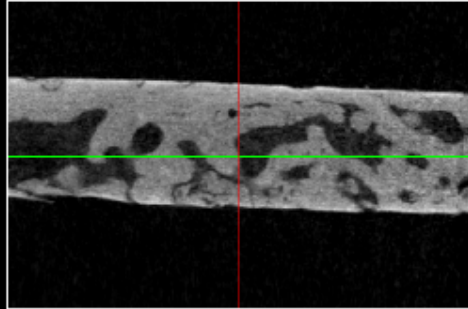
corte coronal



corte transversal

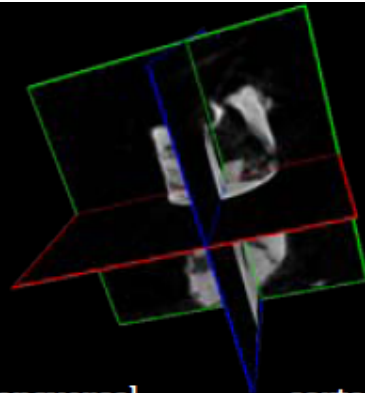


corte sagital

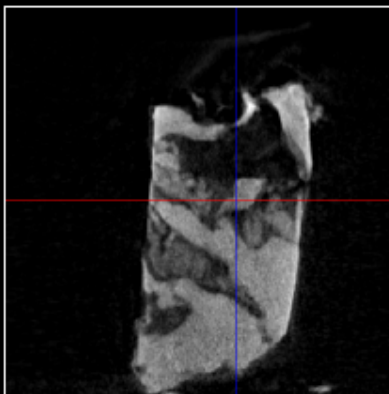


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 24	19,5851	14,0697	71,8387	0,3391	0,3846	2,1186	-7,7512	-2,4979	4,6503	2,0924

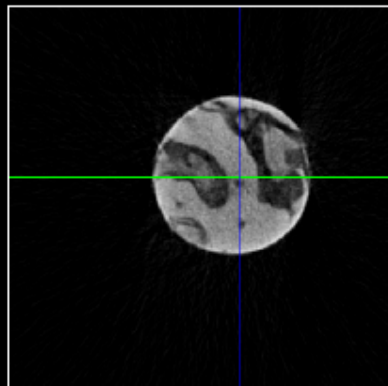
muestra 25



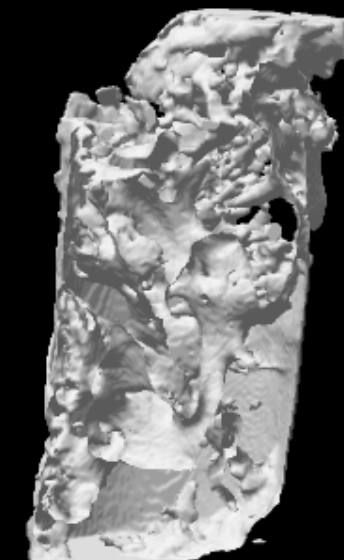
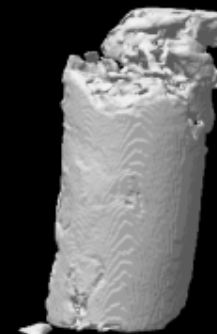
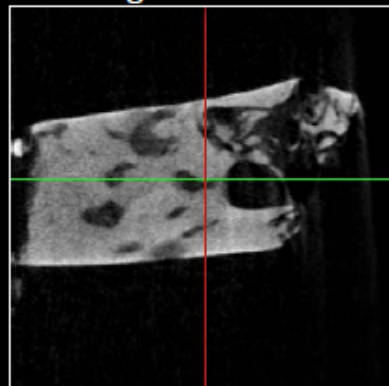
corte coronal



corte transversal

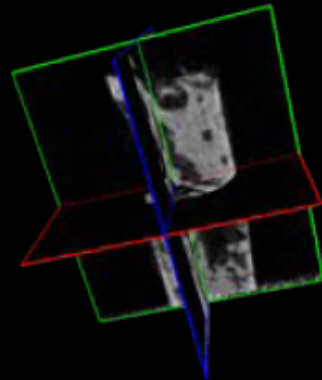


corte sagital

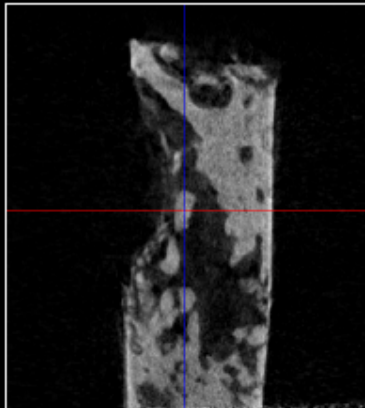


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 25	9,2323	6,0708	65,7566	0,3694	0,2771	1,7801	-0,5810	1,3683	1,3509	2,1168

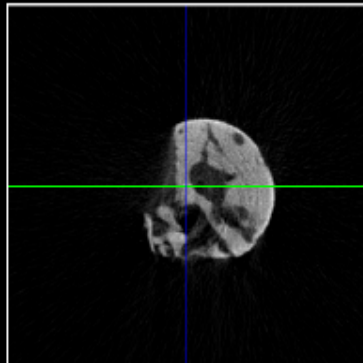
muestra 26



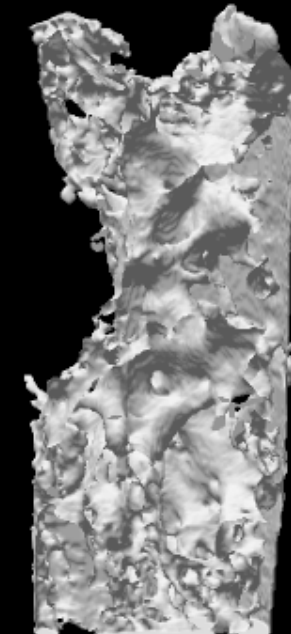
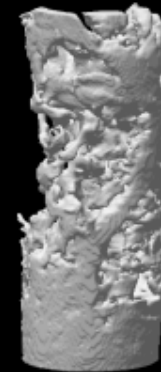
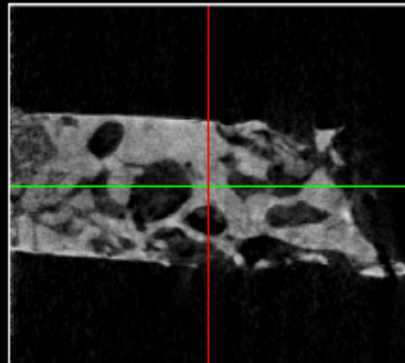
corte coronal



corte transversal

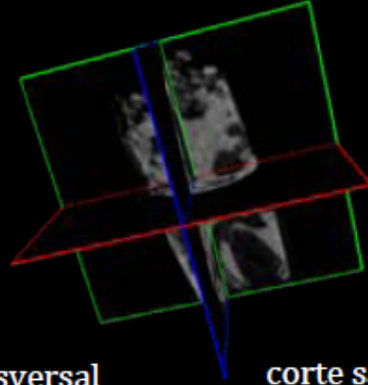


corte sagital

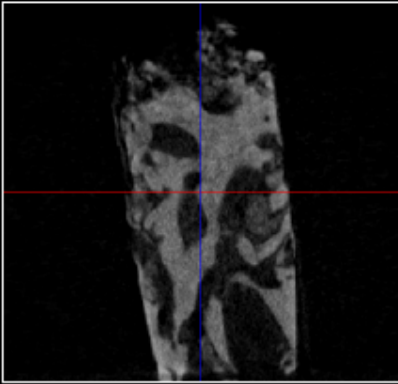


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 26	12,9987	6,6005	50,7782	0,2426	0,3103	2,0933	-1,6178	0,6190	7,1695	2,1401

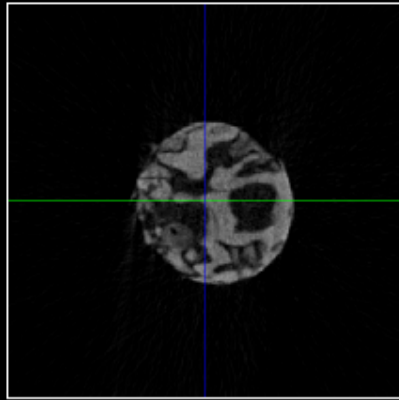
muestra 27



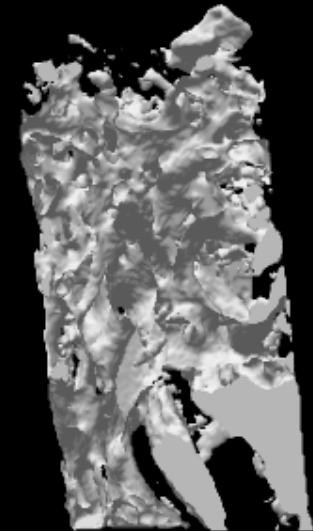
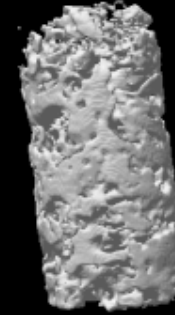
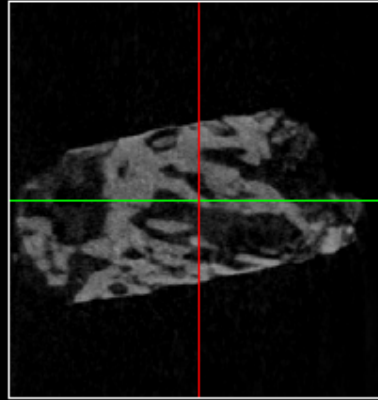
corte coronal



corte transversal

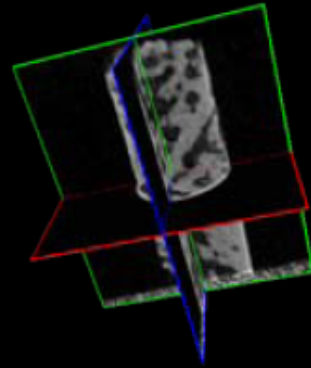


corte sagital

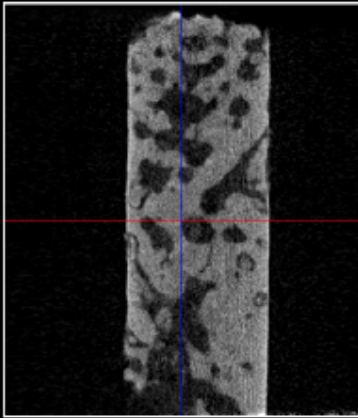


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 27	10,2601	4,6861	45,6727	0,1821	0,2420	2,5087	2,3111	1,4088	1,8748	2,1265

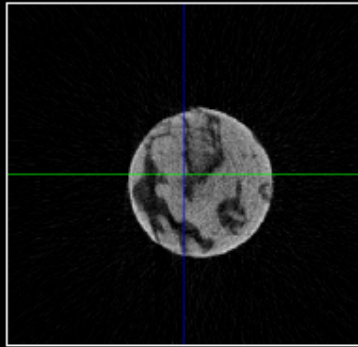
muestra 32



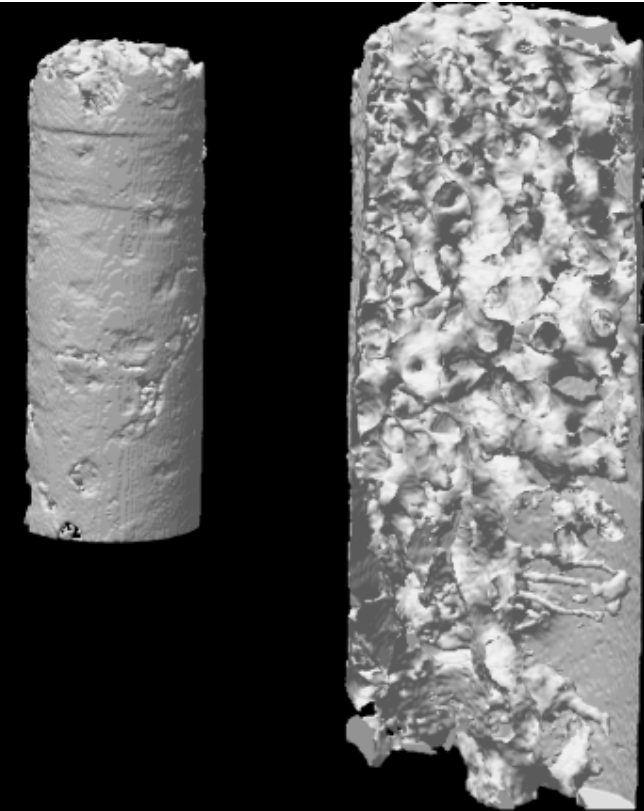
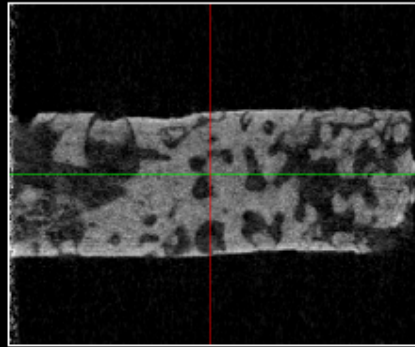
corte coronal



corte transversal

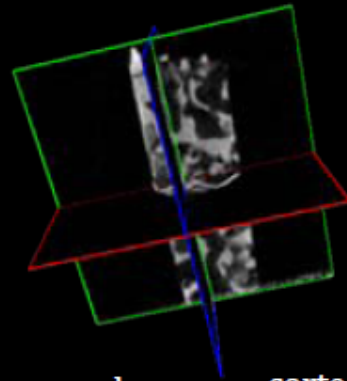


corte sagital

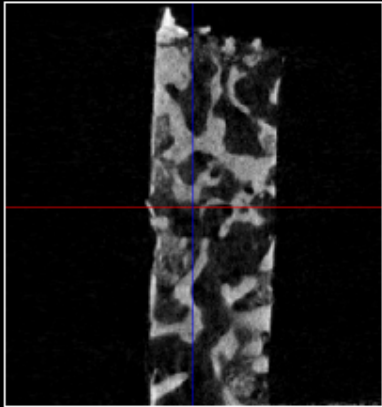


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 32	26,5564	18,5438	69,8280	0,2561	0,2259	2,7264	-11,7407	-3,1075	3,7572	2,1300

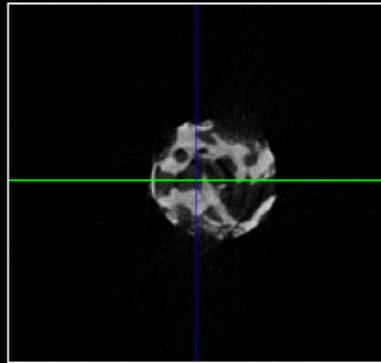
muestra 33



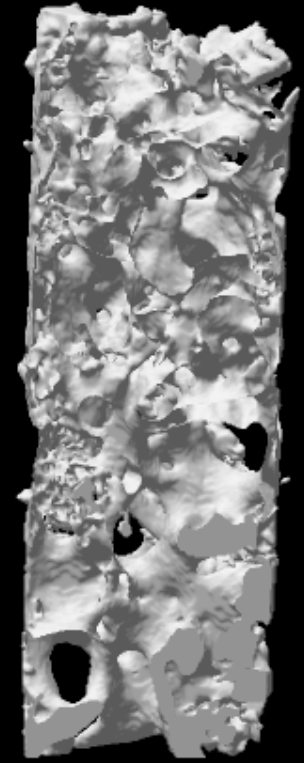
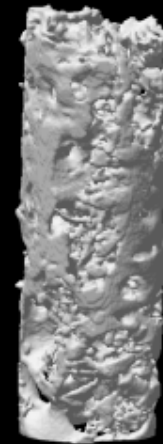
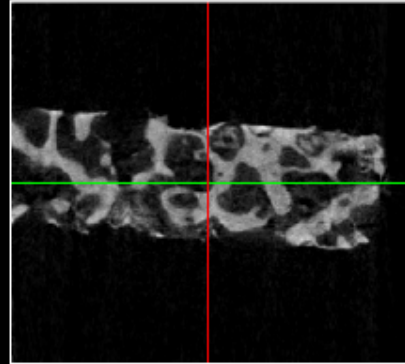
corte coronal



corte transversal

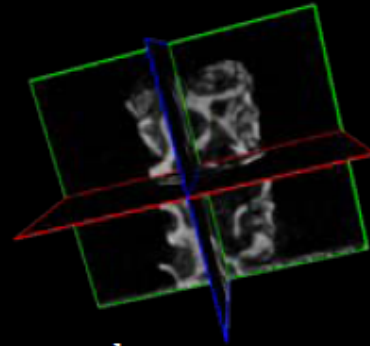


corte sagital

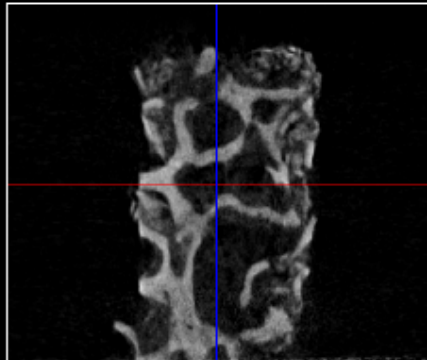


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 33	16,6423	7,4185	44,5760	0,1979	0,3034	2,2531	-0,3081	0,8099	6,2006	2,1347

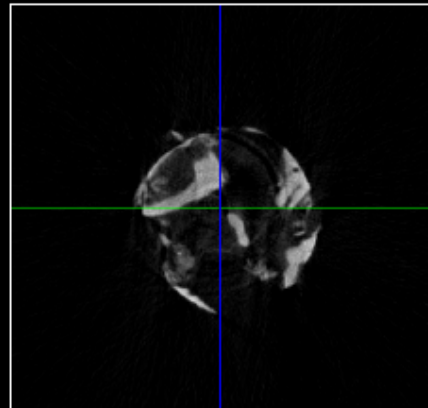
muestra 34



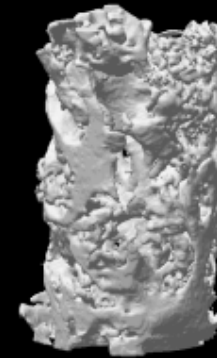
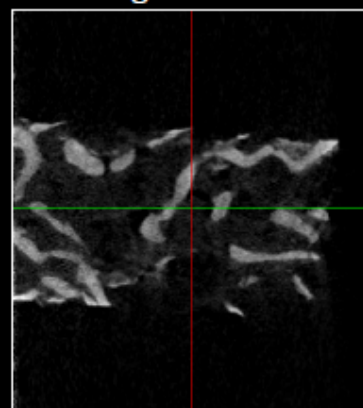
corte coronal



corte transversal

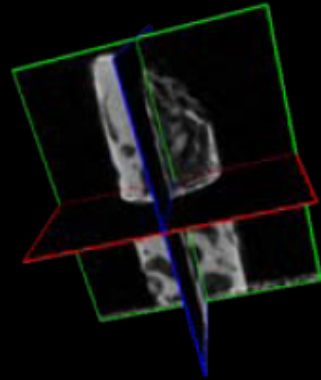


corte sagital

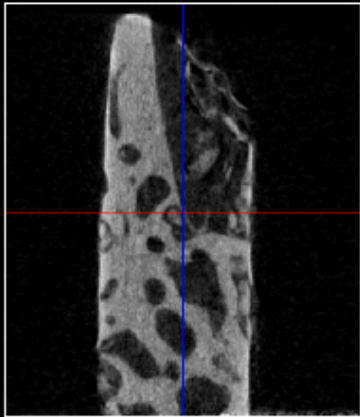


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 34	21,3311	6,9218	32,4493	0,1779	0,4109	1,8237	2,3715	1,3943	2,1888	2,1285

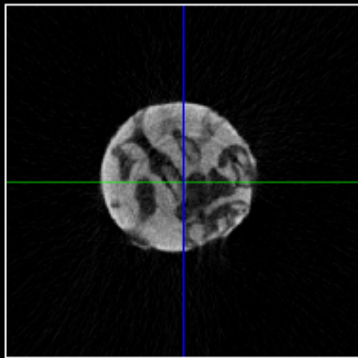
muestra 35



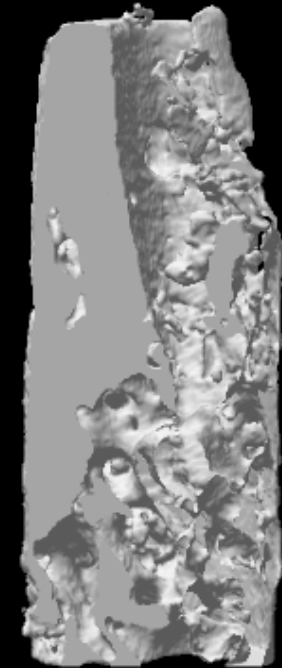
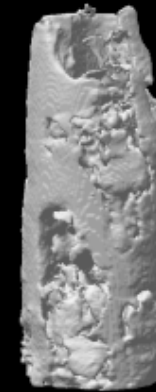
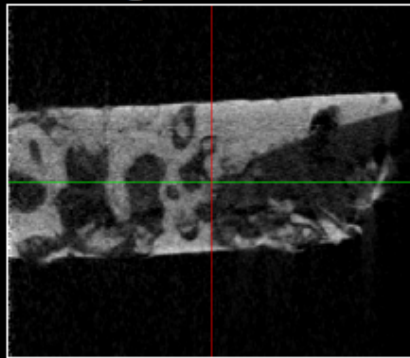
corte coronal



corte transversal

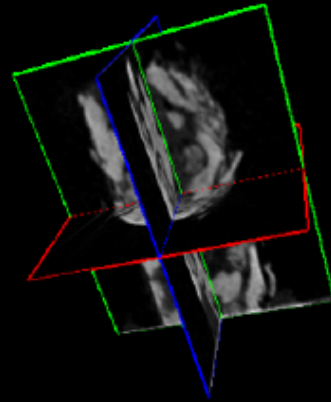


corte sagital

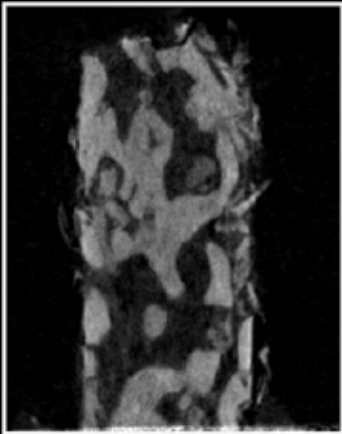


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 35	10,7751	6,9841	64,8171	0,2644	0,2347	2,4513	-6,5562	-1,1304	1,9006	2,1269

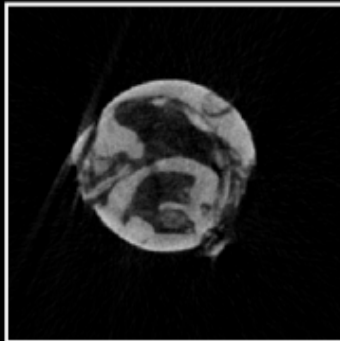
muestra 37



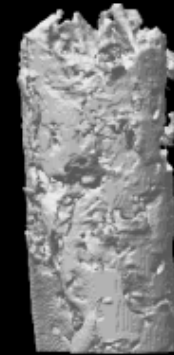
corte coronal



corte transversal



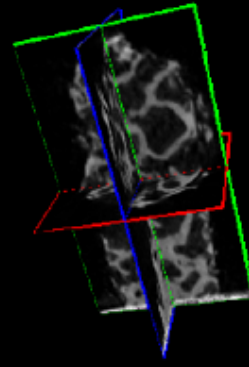
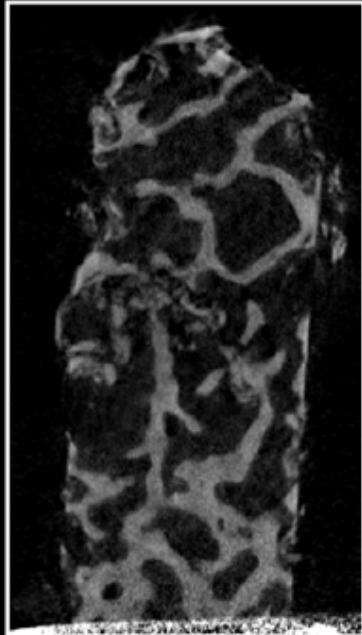
corte sagital



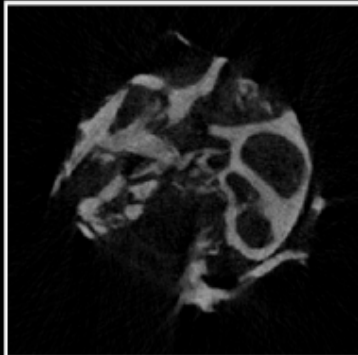
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 37	11,4694	6,5615	57,2083	0,2319	0,2435	2,4675	-1,5687	0,4653	2,3870	2,1309

muestra 40

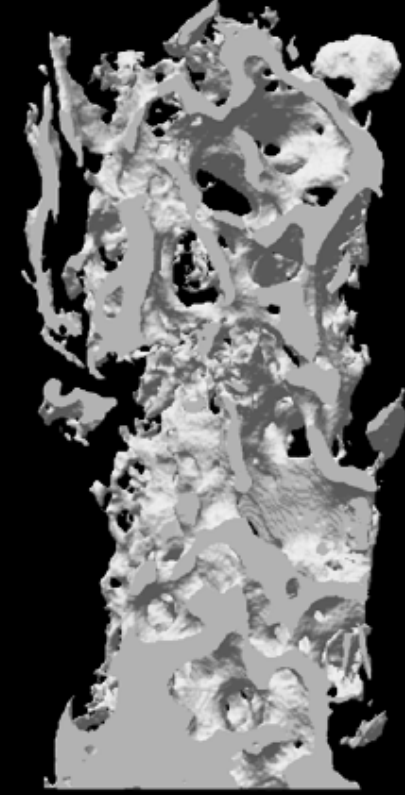
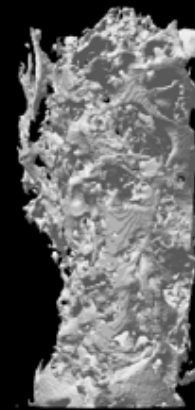
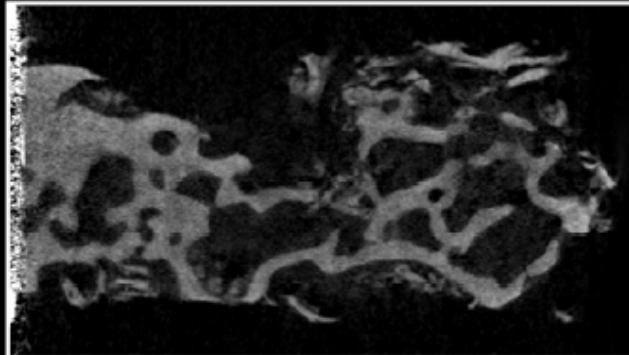
corte coronal



corte transversal

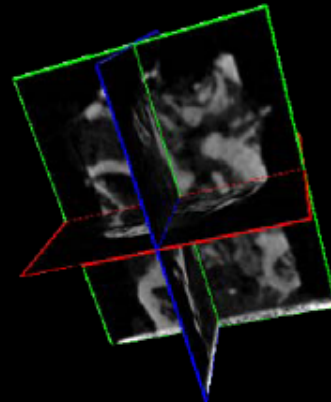


corte sagital

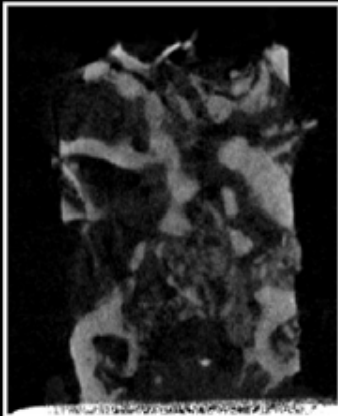


	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 40	28,6804	9,4127	32,8194	0,1816	0,4109	1,8069	3,7138	1,5299	3,8567	2,0817

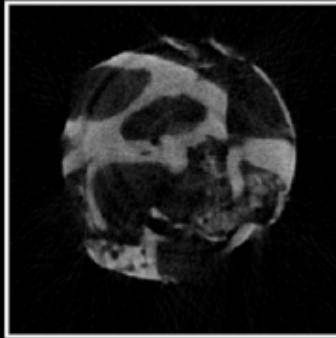
muestra 43



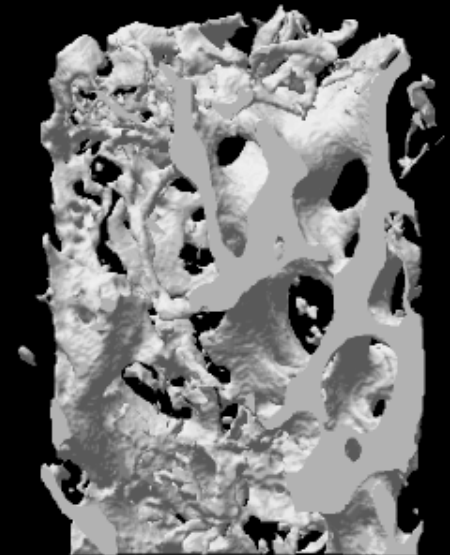
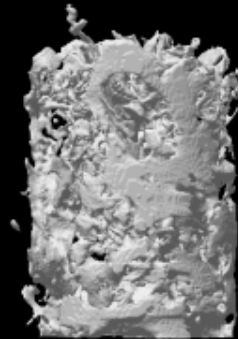
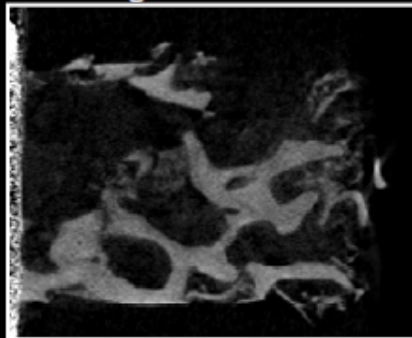
corte coronal



corte transversal



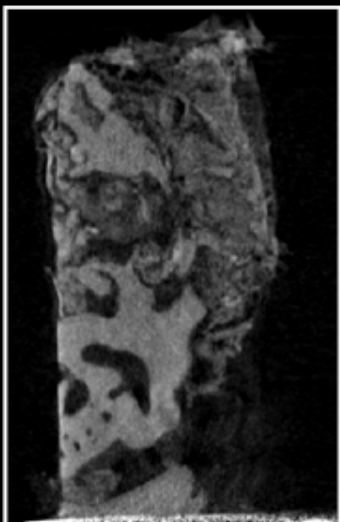
corte sagital



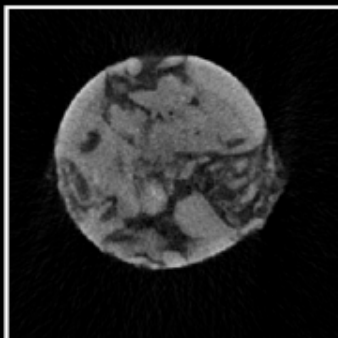
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 43	17,1294	5,0545	29,5080	0,2227	0,4147	1,3250	9,6034	3,1001	1,8555	2,0691

muestra 44

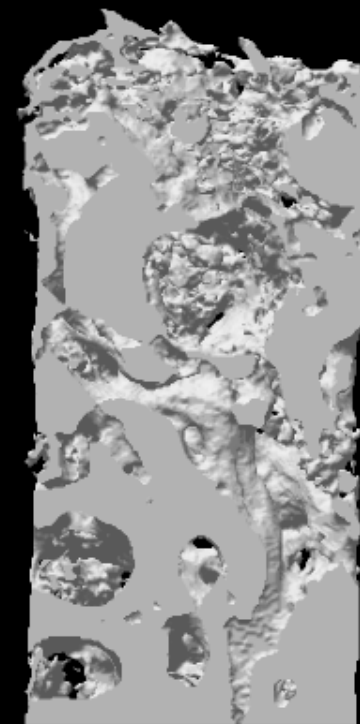
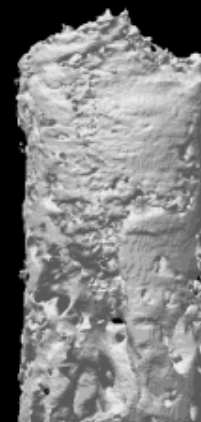
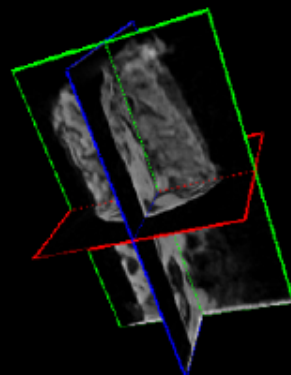
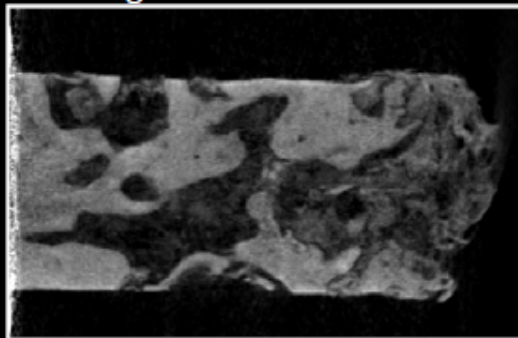
corte coronal



corte transversal



corte sagital



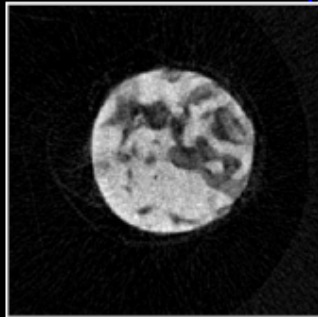
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 44	21,5150	11,0278	51,2564	0,2534	0,2842	2,0230	-0,7681	1,2341	2,7784	2,1674

muestra 48

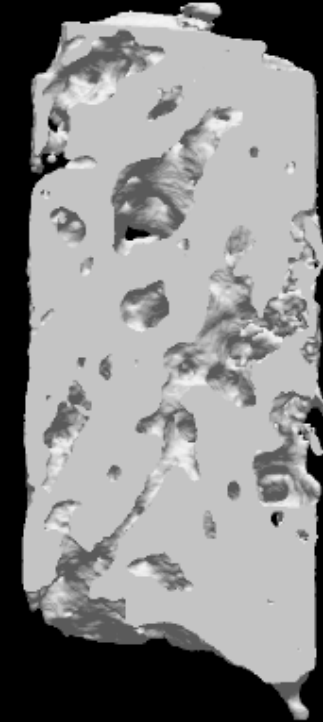
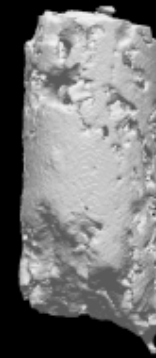
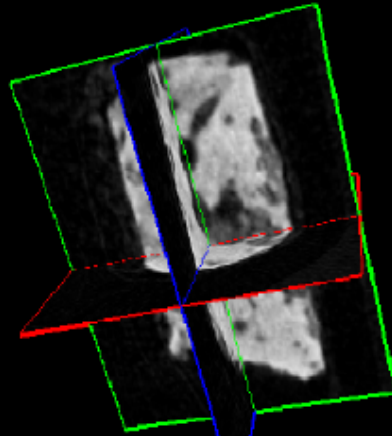
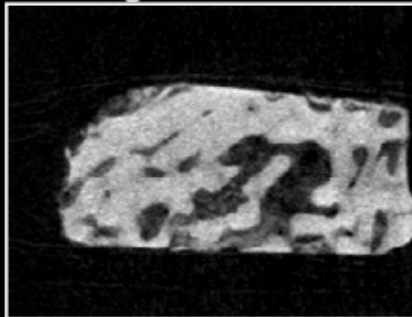
corte coronal



corte transversal



corte sagital



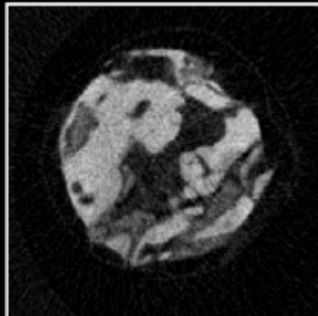
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 48	8,7936	5,6967	64,7824	0,2931	0,2282	2,2103	-1,7799	-0,2477	2,4372	2,0747

muestra 50

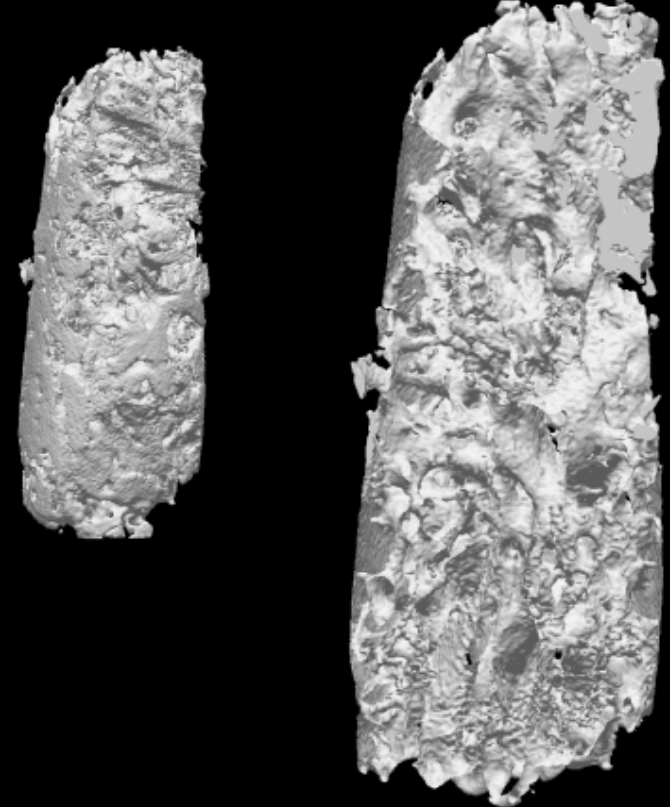
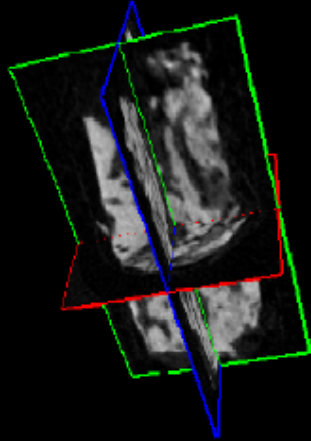
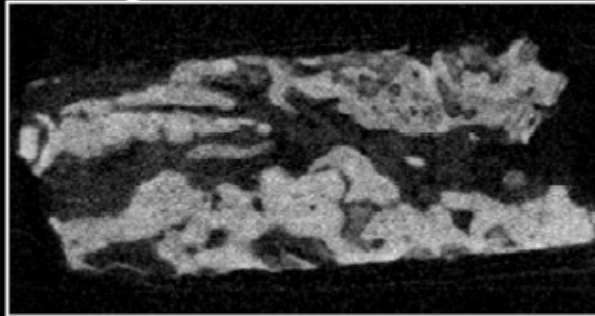
corte coronal



corte transversal



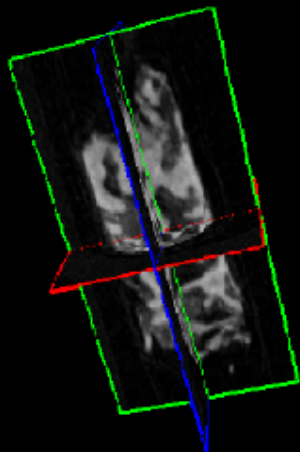
corte sagital



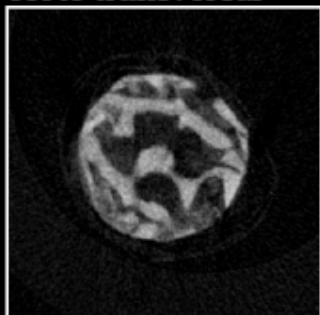
	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 50	17,7666	9,3578	52,6707	0,2257	0,2753	2,3341	-5,0151	-1,0395	2,3327	2,1259

muestra 52

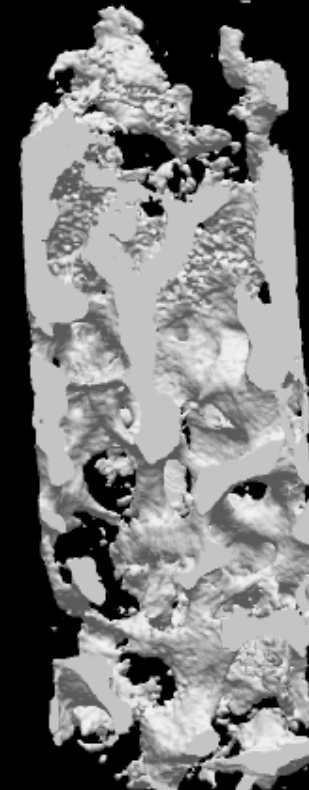
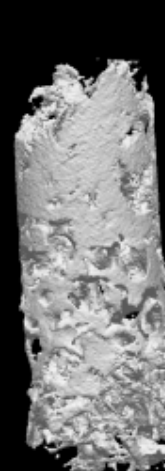
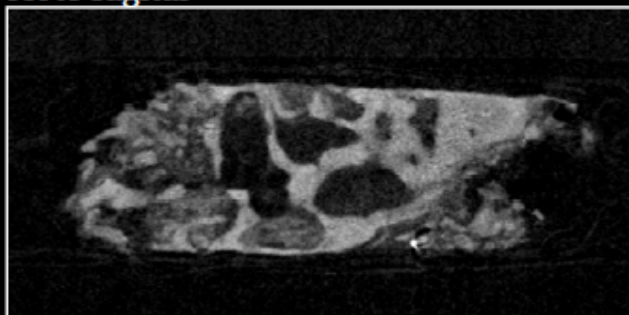
corte coronal



corte transversal



corte sagital



	TV	BV	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	DF3D
Unit	mm ³	mm ³	%	mm	mm	mm ⁻¹	mm ⁻¹	-	-	-
muestra 52	11,2580	3,5546	31,5736	0,1799	0,3456	1,7549	4,6815	1,5201	3,8017	2,0880

Fig.6.47. Análisis por “EDS-Mapping” de la biopsia ósea 44. Imagen de ESEM.

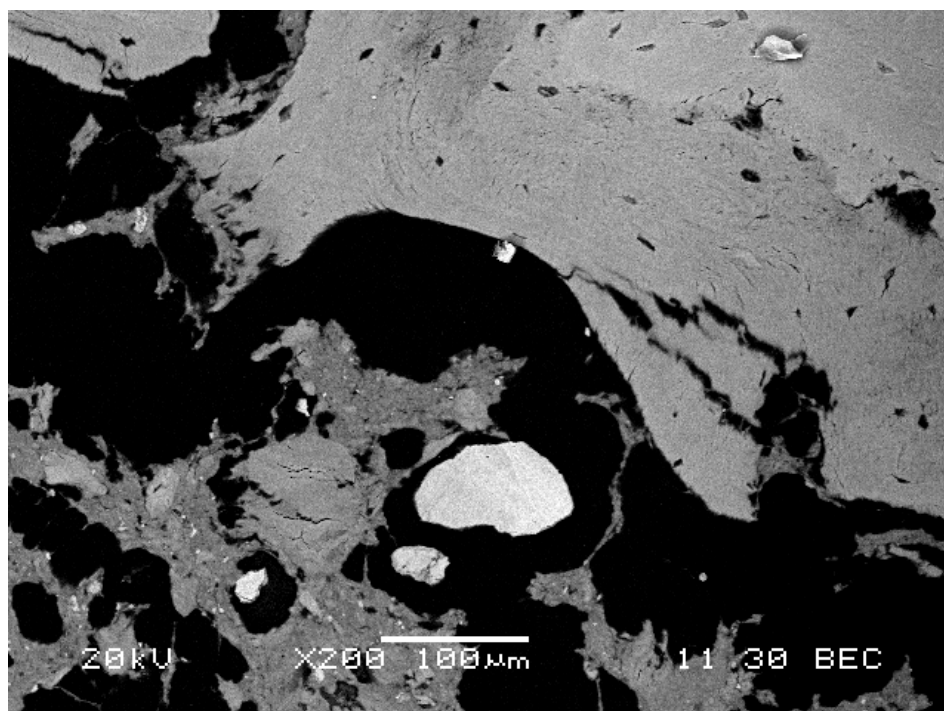


Fig.6.48. Análisis por “EDS-Mapping”. Selección de las áreas de interés en el estudio de la biopsia ósea 44.

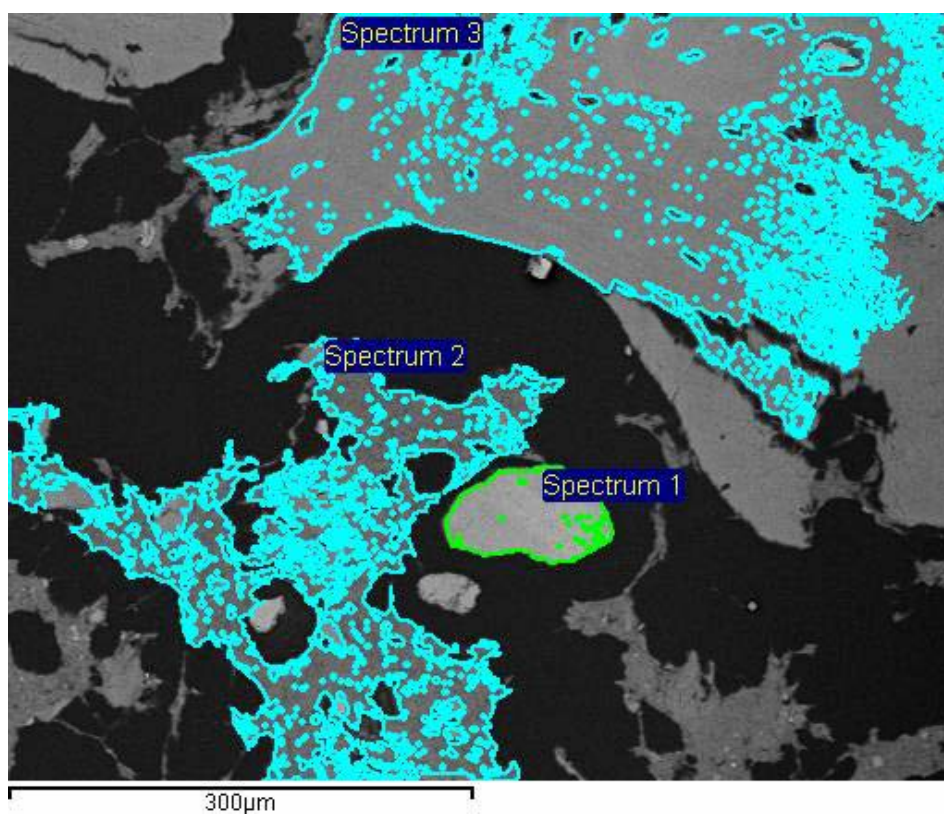


Fig.6.49. Análisis por “EDS-Mapping”. Espectro 1 de la biopsia ósea 44. Detección de elementos en el área seleccionada como “cerámica”.

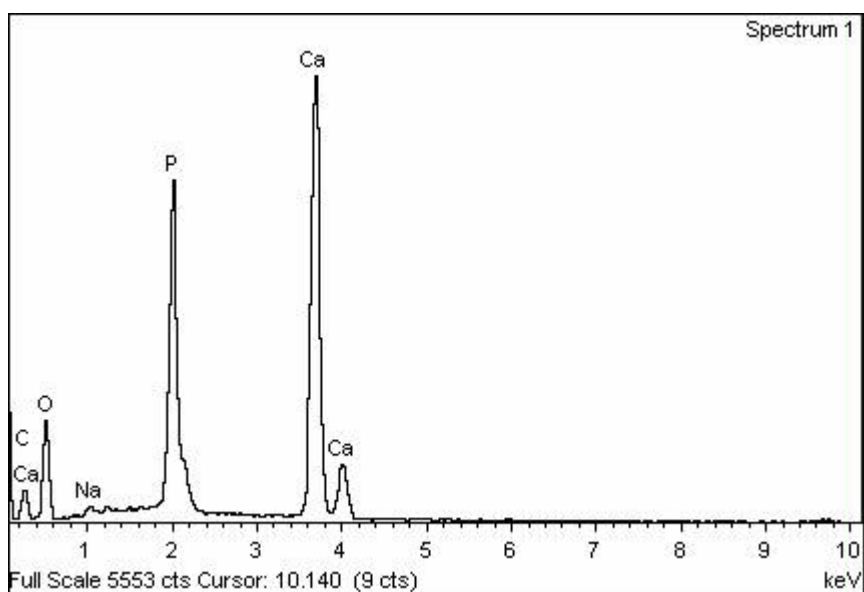


Fig.6.50. Análisis por “EDS-Mapping”. Espectro 2 de la biopsia ósea 44. Detección de elementos en una de las áreas seleccionadas como hueso.

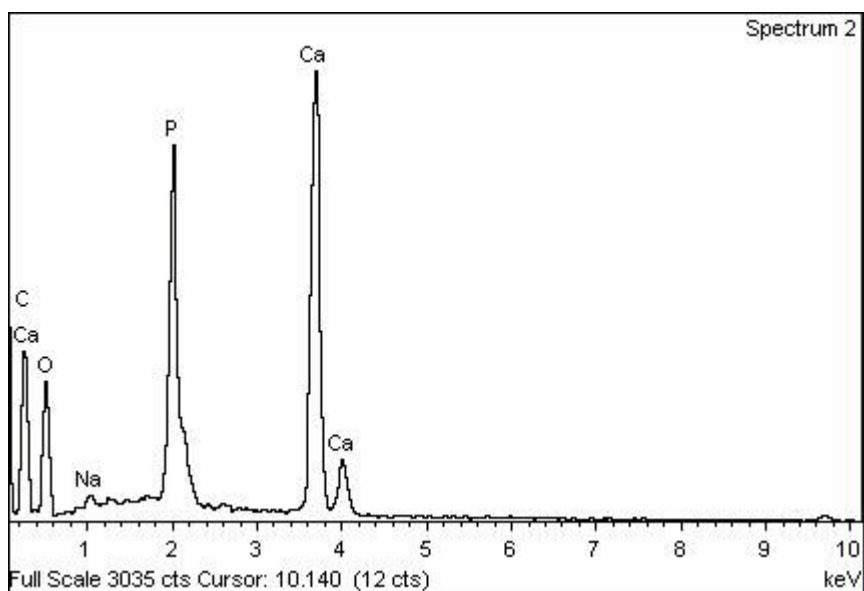


Fig.6.51. Análisis por “EDS-Mapping”. Espectro 3 de la biopsia ósea 44. Detección de elementos en una de las áreas seleccionadas como hueso.

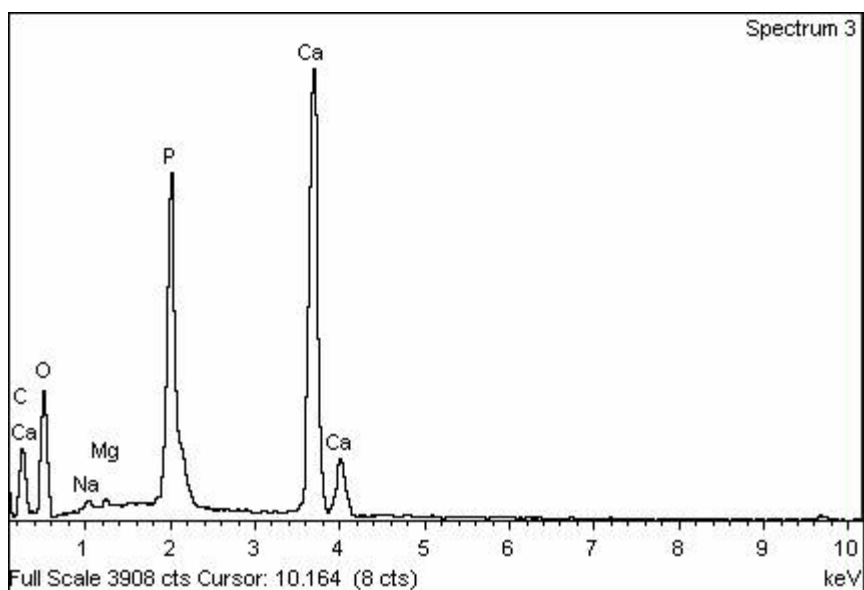


Fig.6.52. Análisis por “EDS-Mapping”. Fusión de los 3 espectros anteriores.

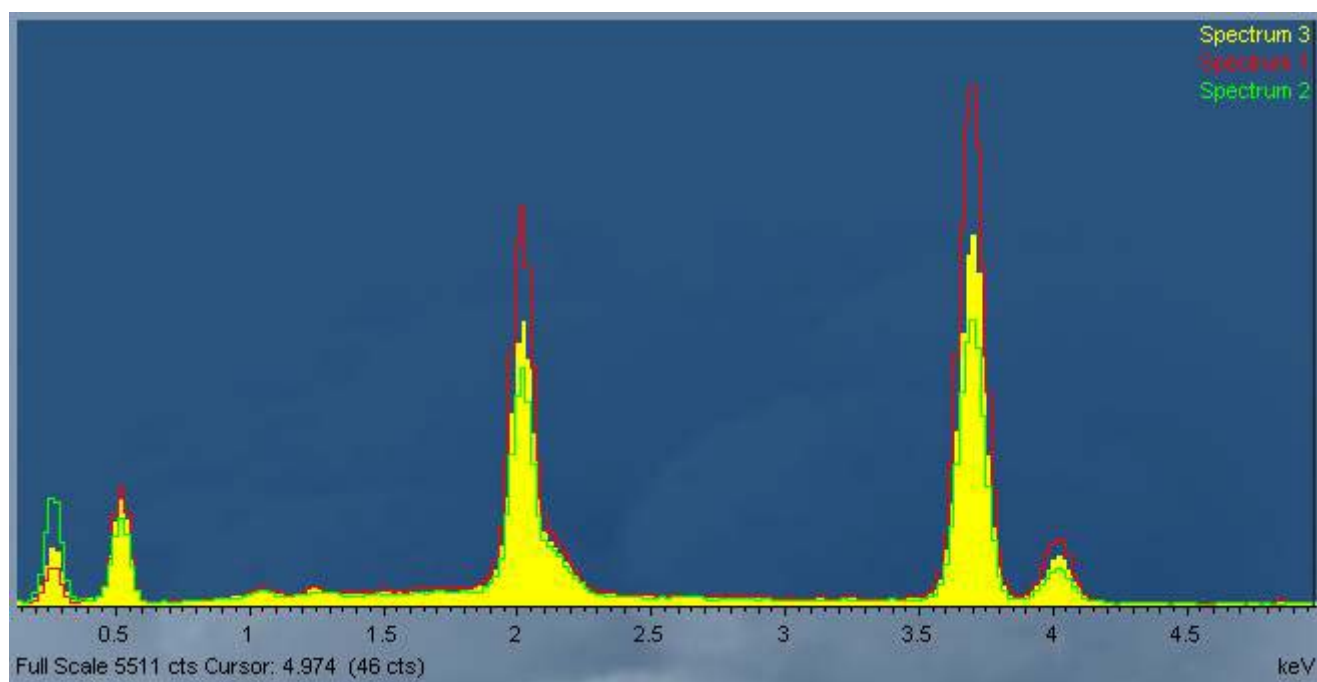


Fig.6.53. Valores de proporción de hueso real (%) para cada una de las 10 biopsias óseas que fueron analizadas mediante histomorfometría convencional.



Fig.6.54. Porcentaje (%) de hueso real por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de luz visible.

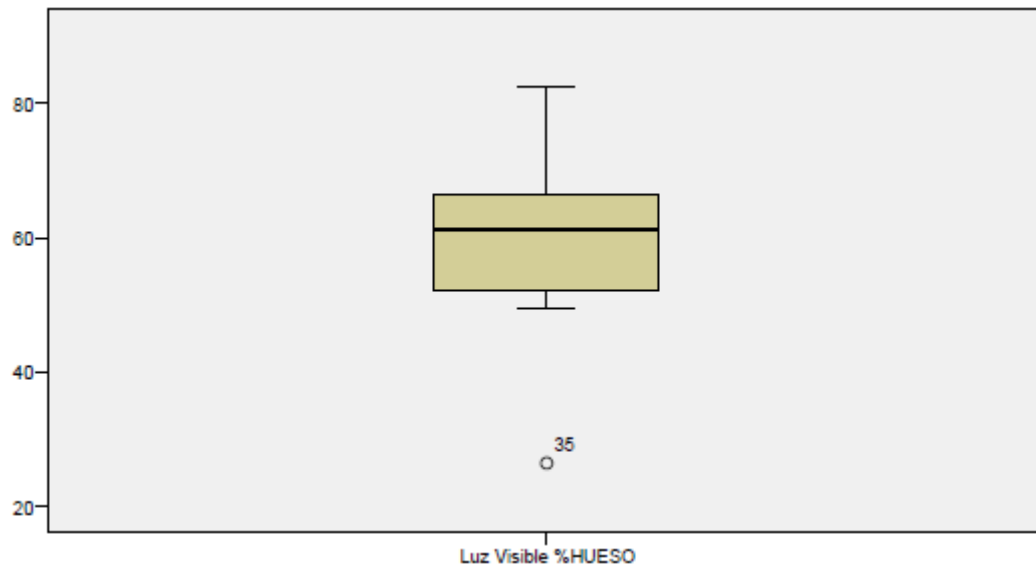


Fig.6.55. Porcentaje (%) de hueso real por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de campo oscuro.

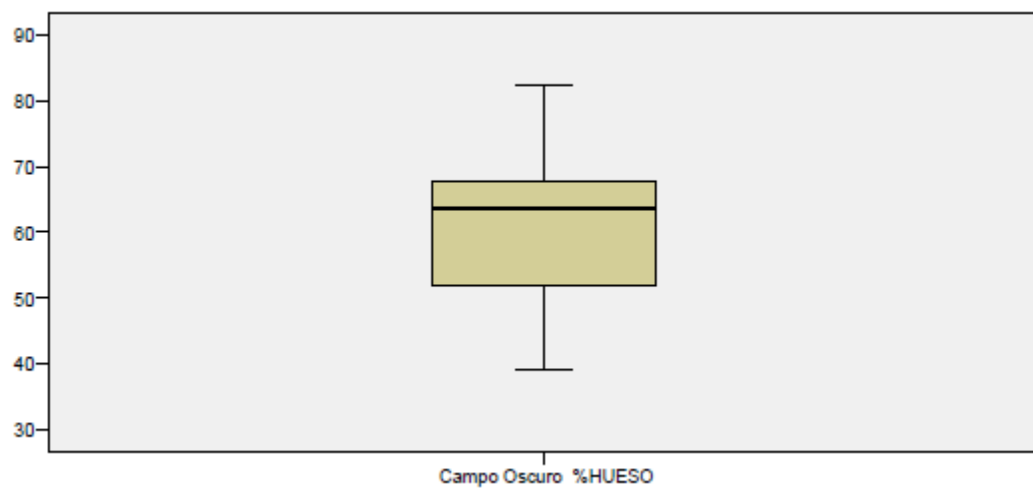


Fig.6.56. Porcentaje (%) de hueso real por histomorfometría convencional mediante microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM).

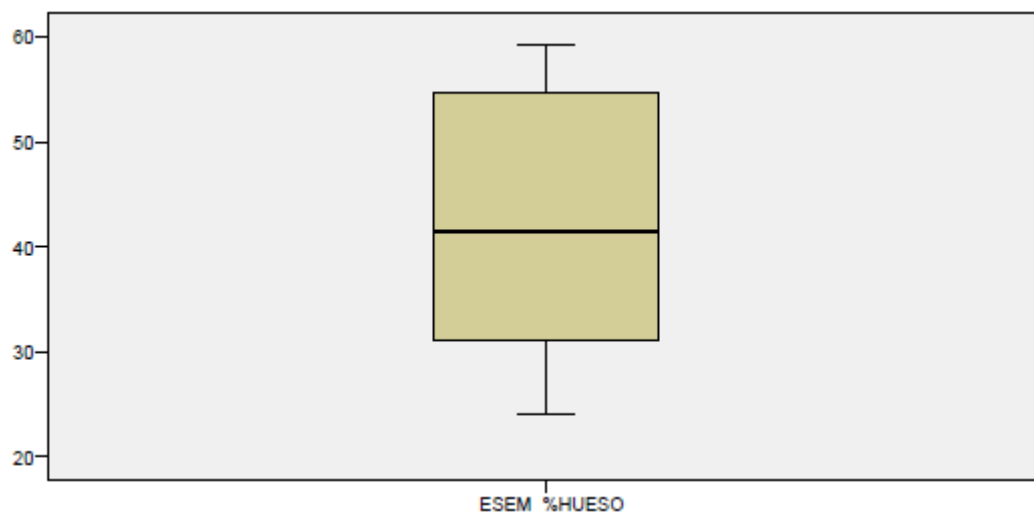


Fig.6.57. Porcentaje (%) de hueso real por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica con tinción con azul de toluidina.

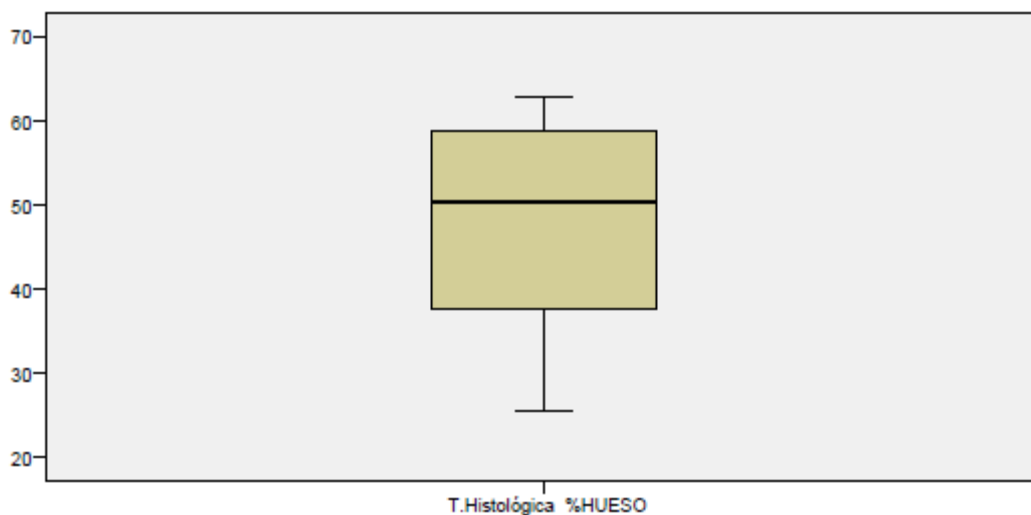


Fig.6.58. Media de los porcentajes (%) de hueso real.

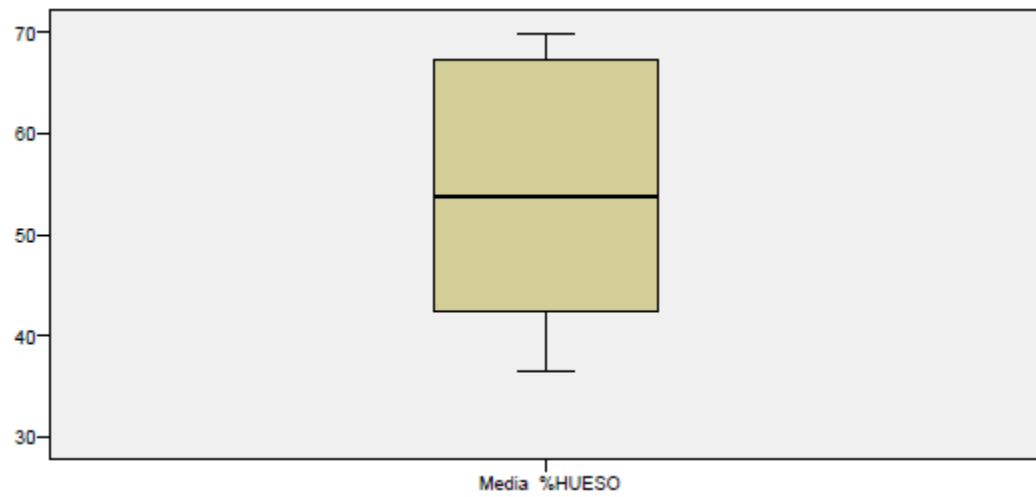


Fig.6.59. Porcentaje (%) de tejido conjuntivo real por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de luz visible.

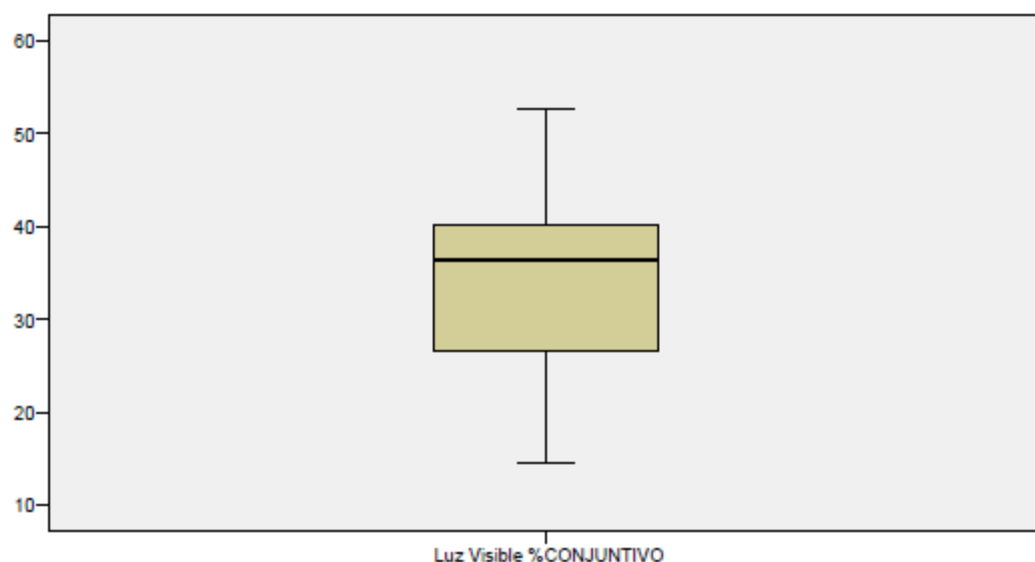


Fig.6.60. Porcentaje (%) de tejido conjuntivo por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de campo oscuro.

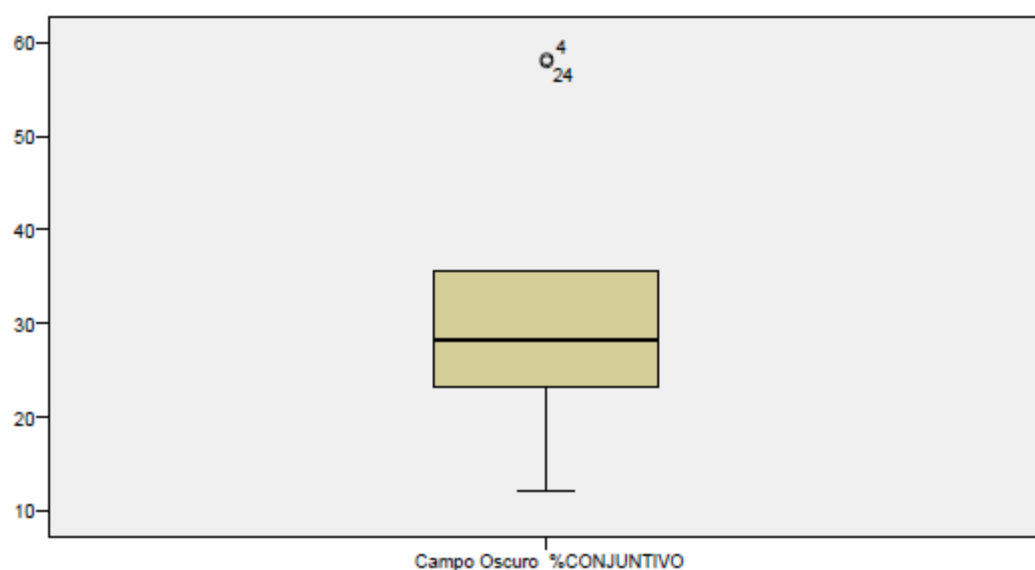


Fig.6.61. Porcentaje (%) de tejido conjuntivo por histomorfometría convencional mediante microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM).

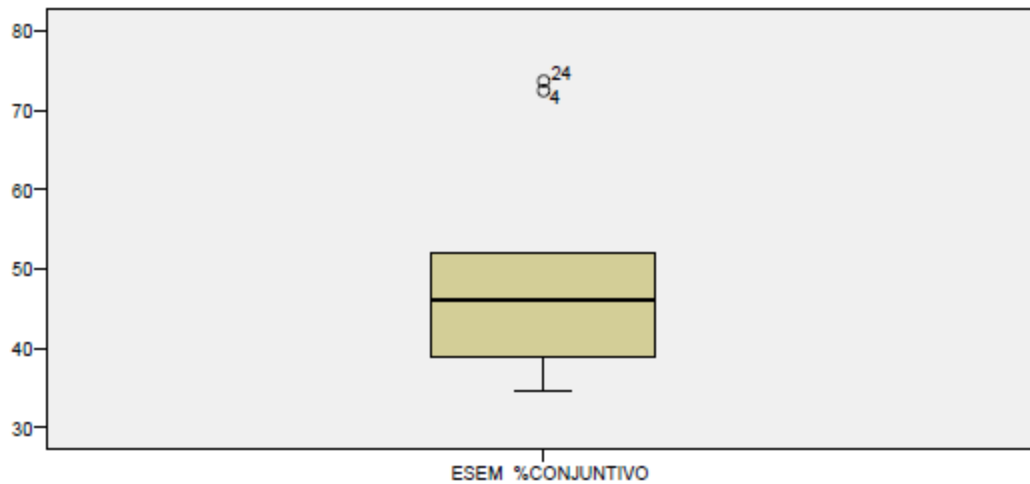


Fig.6.62. Porcentaje (%) de tejido conjuntivo por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica con tinción con azul de toluidina.

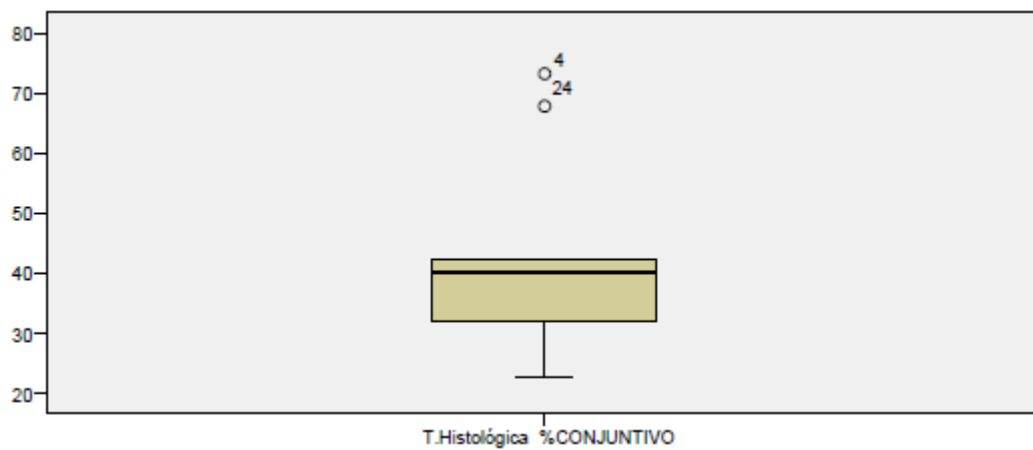


Fig.6.63. Media de los porcentajes (%) de tejido conjuntivo.

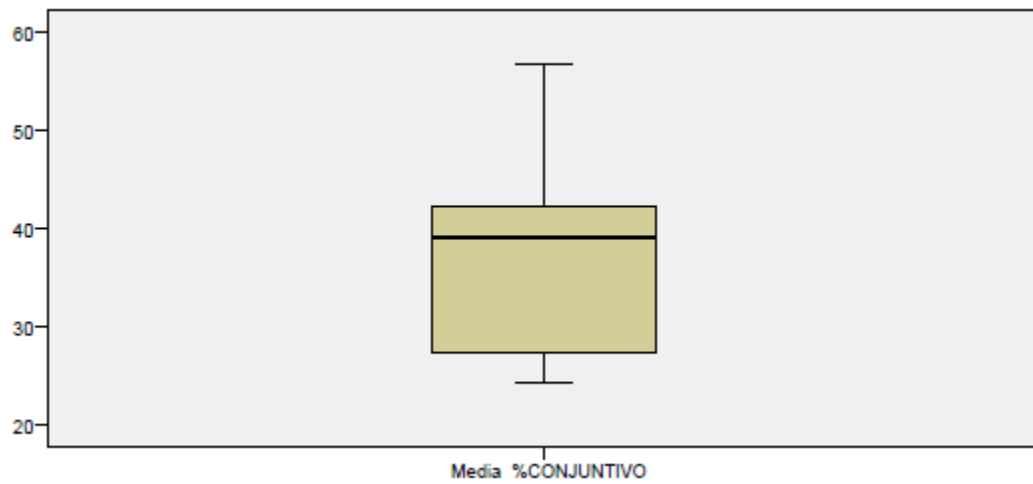


Fig.6.64. Porcentaje (%) de cerámica por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de luz visible.

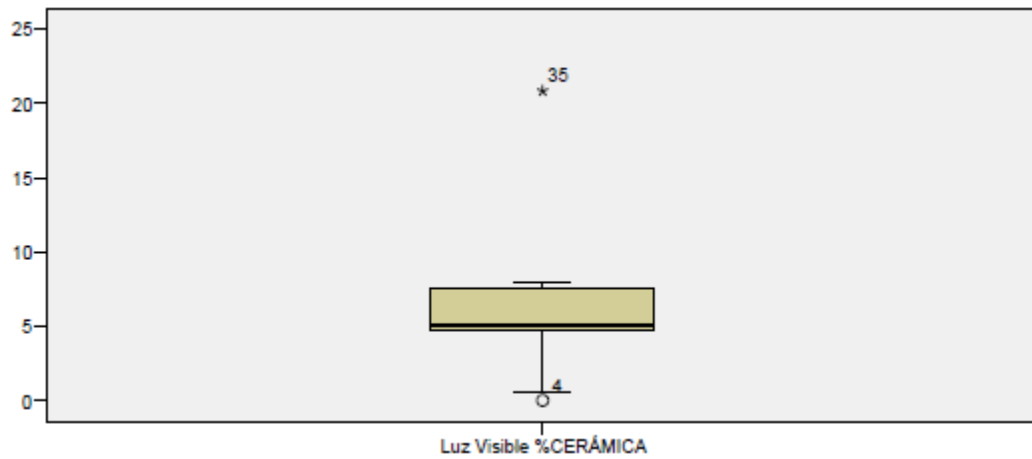


Fig.6.65. Porcentaje (%) de cerámica por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de campo oscuro.

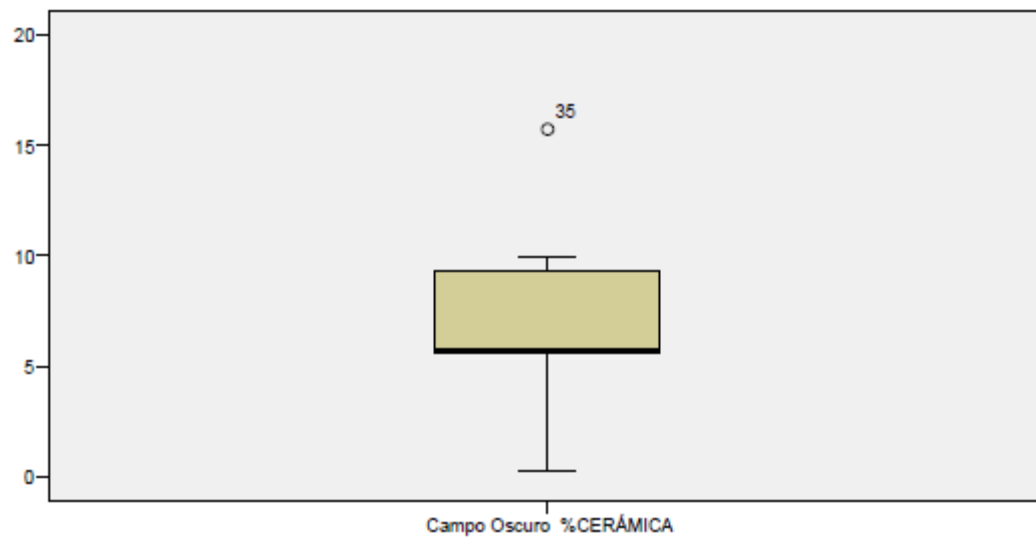


Fig.6.66. Porcentaje (%) de cerámica por histomorfometría convencional mediante microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM).

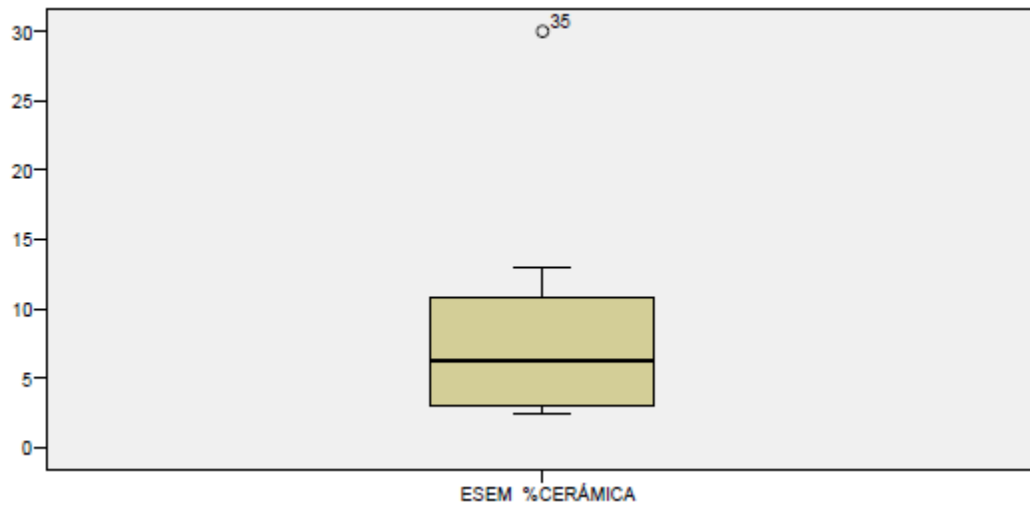


Fig.6.67. Porcentaje (%) de cerámica por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica con tinción con azul de toluidina.

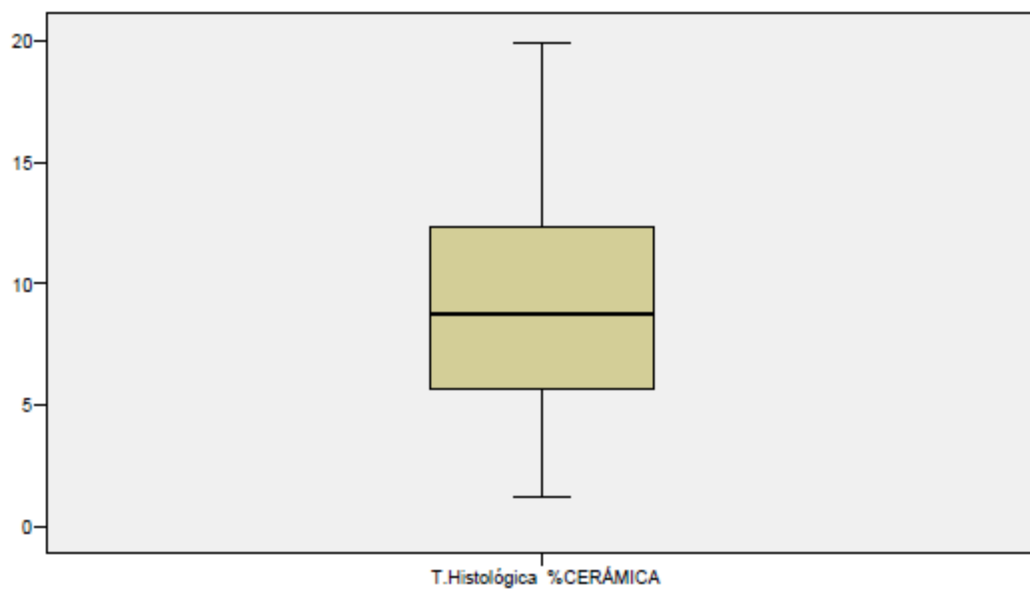


Fig.6.68. Media de los porcentajes (%) de cerámica.

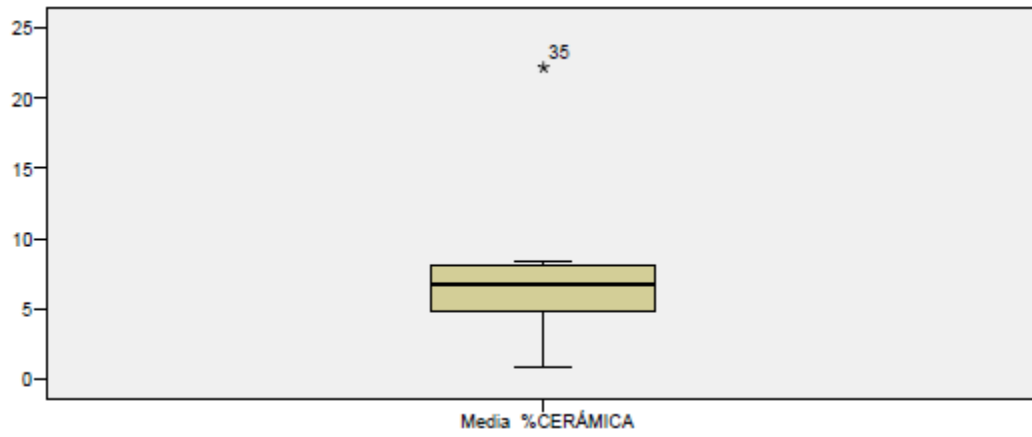


Fig.6.69. Correlación entre las variables: BV/TV y Luz Visible % Hueso.

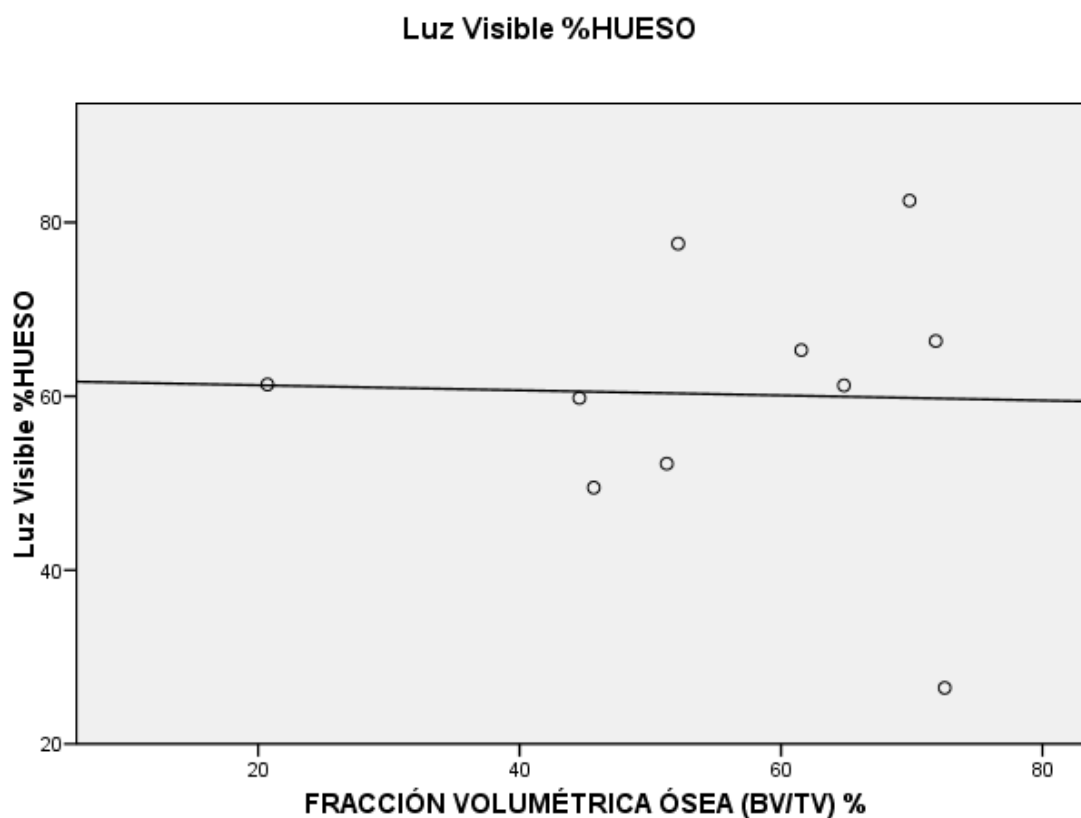


Fig.6.70. Correlación entre las variables: BV/TV y Campo Oscuro % Hueso.

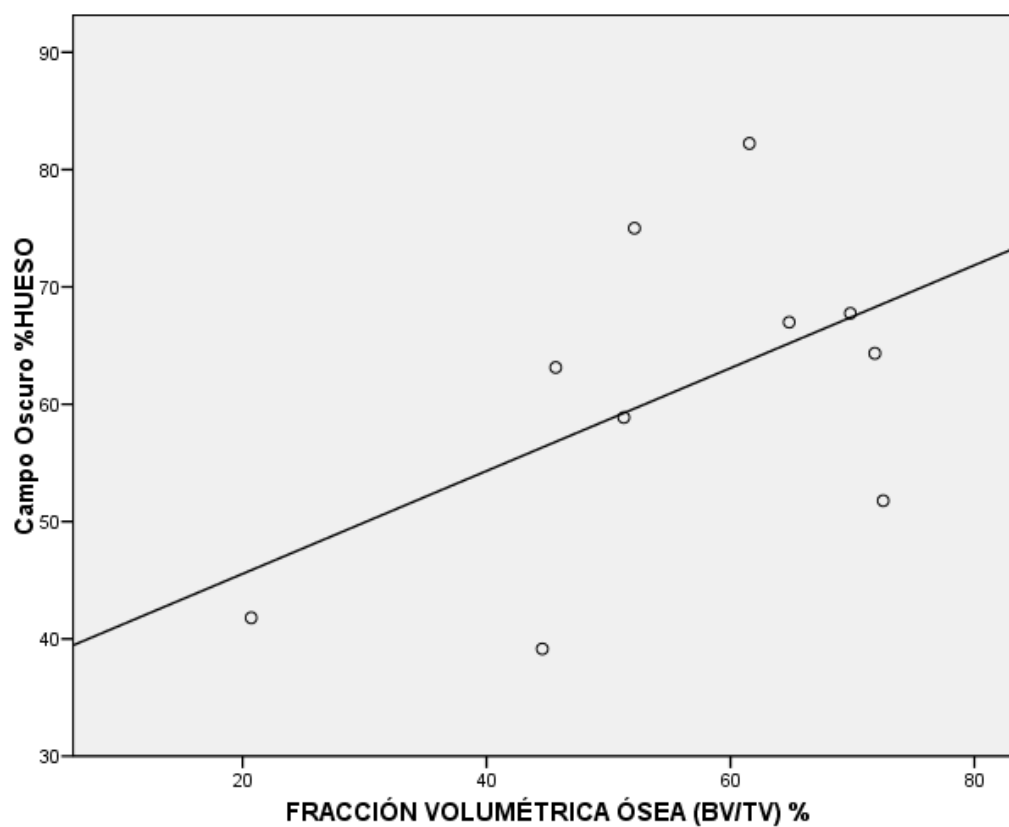


Fig.6.71. Correlación entre las variables: BV/TV y ESEM % Hueso.

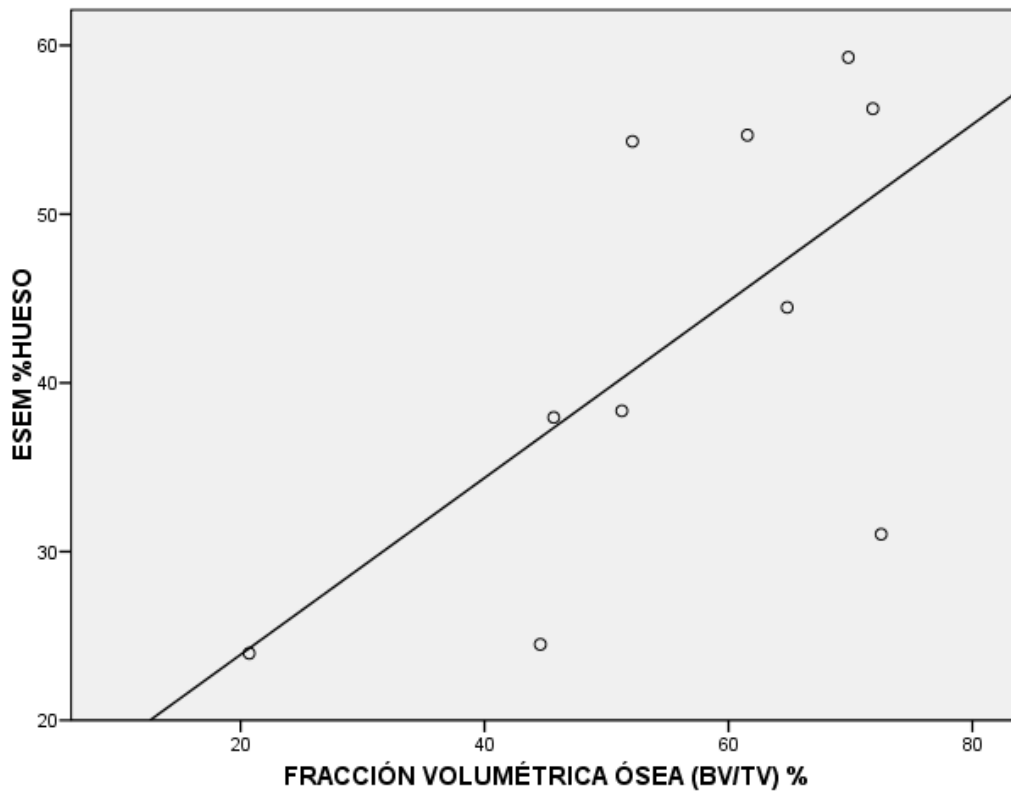


Fig.6.72. Correlación entre las variables: BV/TV y T. Histológica % Hueso.

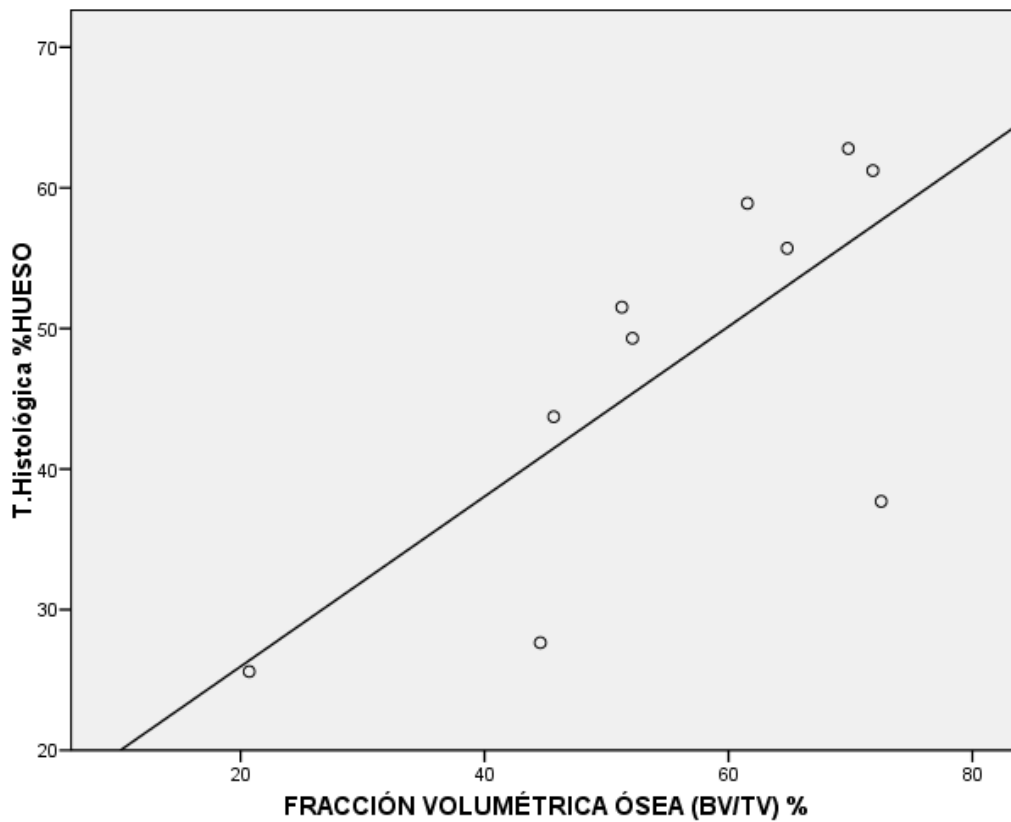


Fig.6.73. Correlación entre las variables: BV/TV y Media % Hueso.

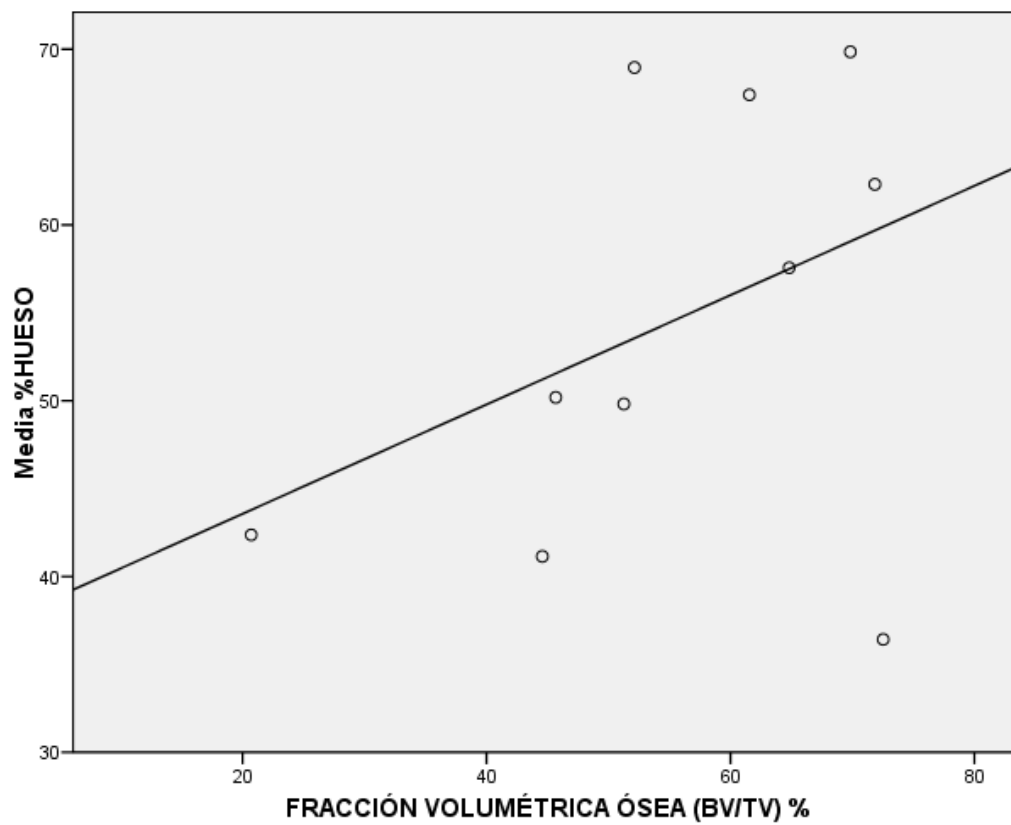
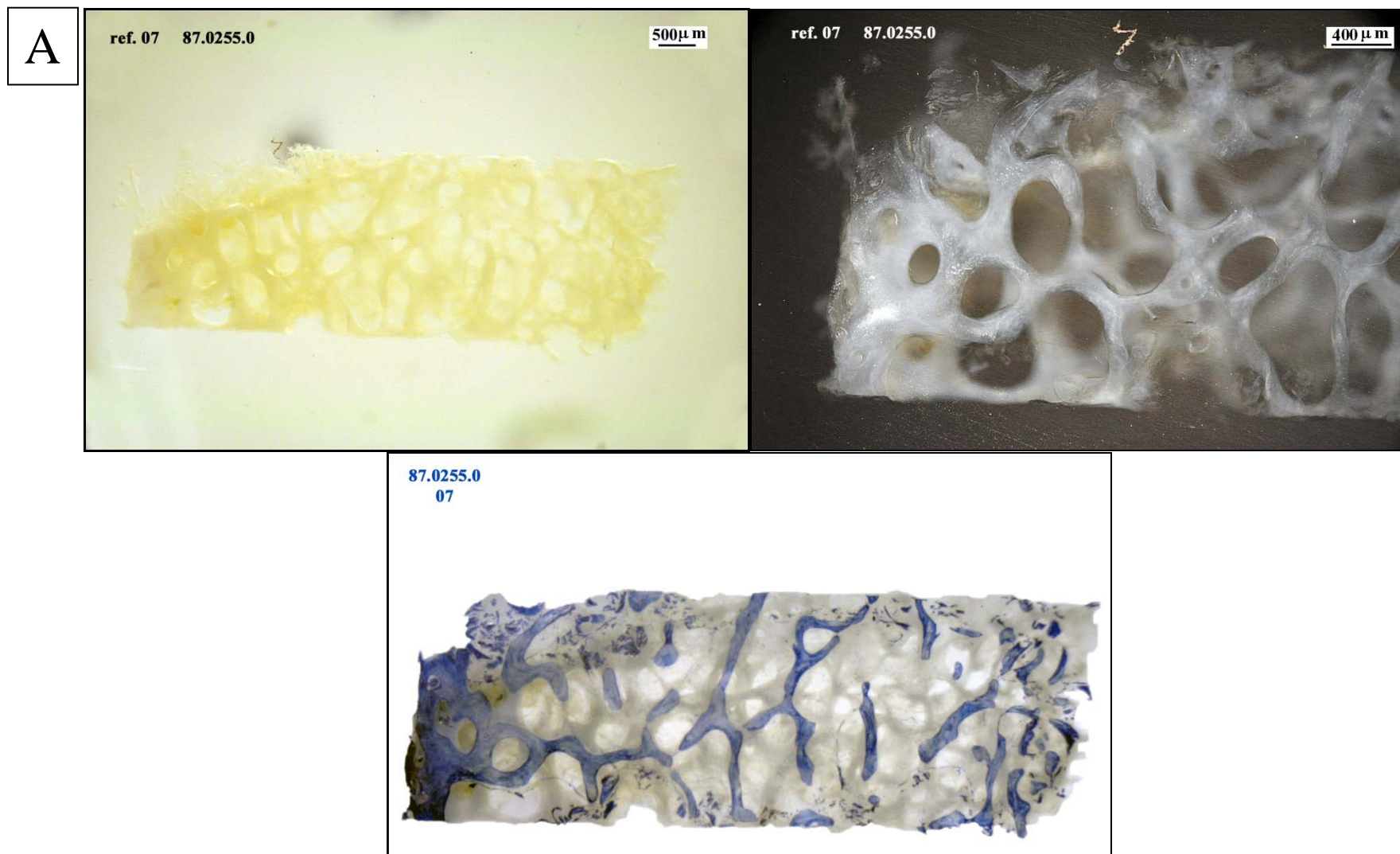


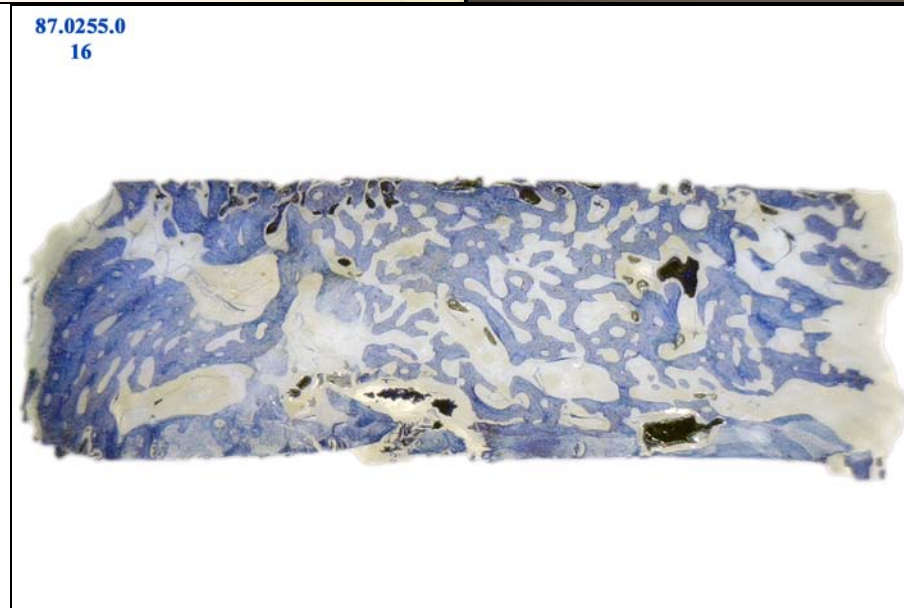
Fig.6.74. Microfotografías de las biopsias obtenidas por microscopía óptica de luz visible (x12,5), microscopía óptica de campo oscuro (x25) y tinción con azul de toluidina. **A.** Biopsia 7. **B.** Biopsia 8. **C.** Biopsia 16. **D.** Biopsia 24. **E.** Biopsia 27. **F.** Biopsia 32. **G.** Biopsia 33. **H.** Biopsia 35. **I.** Biopsia 44.



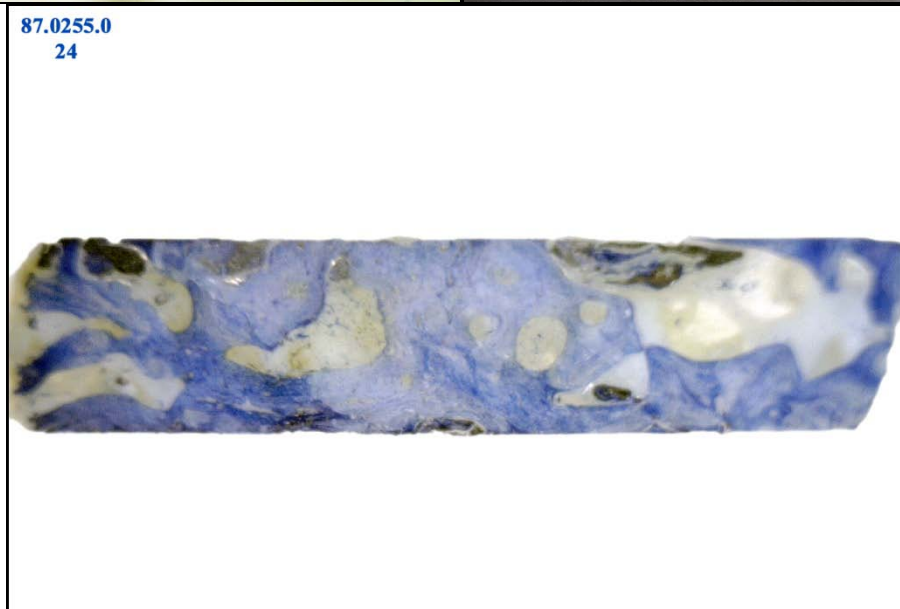
B



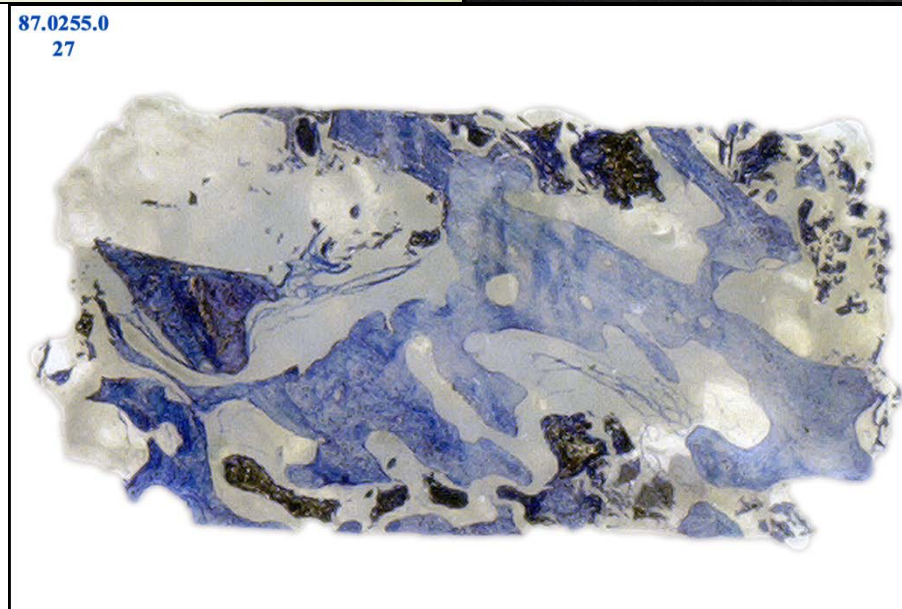
C



D



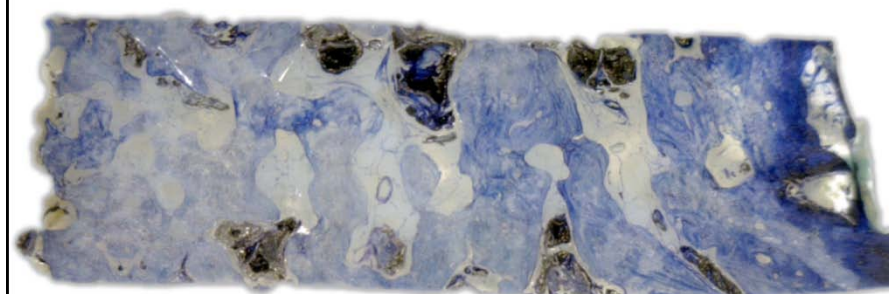
E



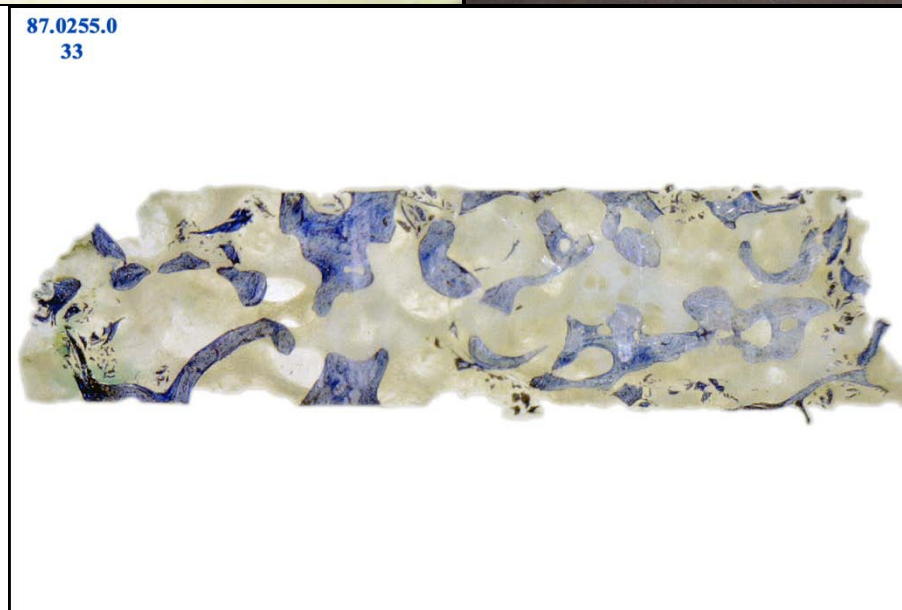
F



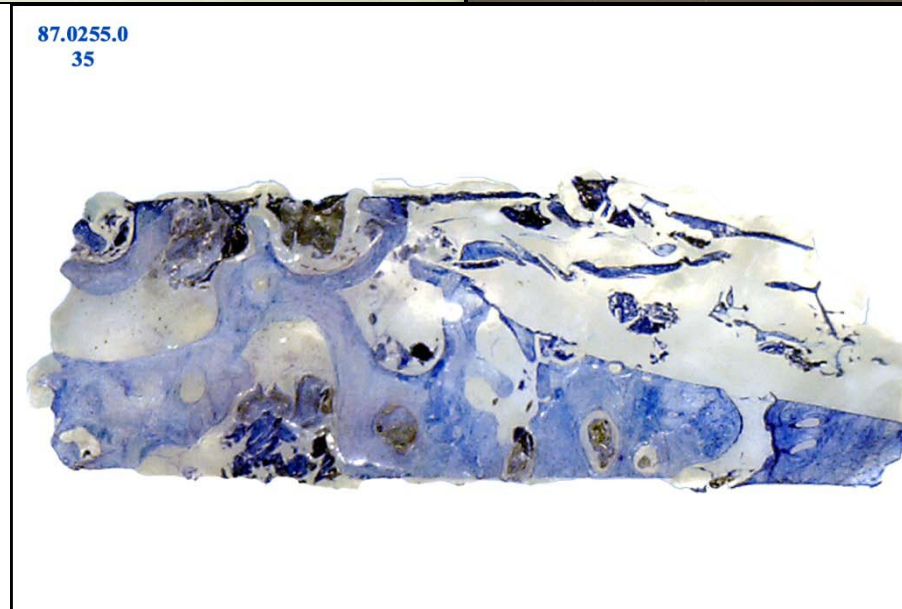
87.0255.0
32



G



H



I

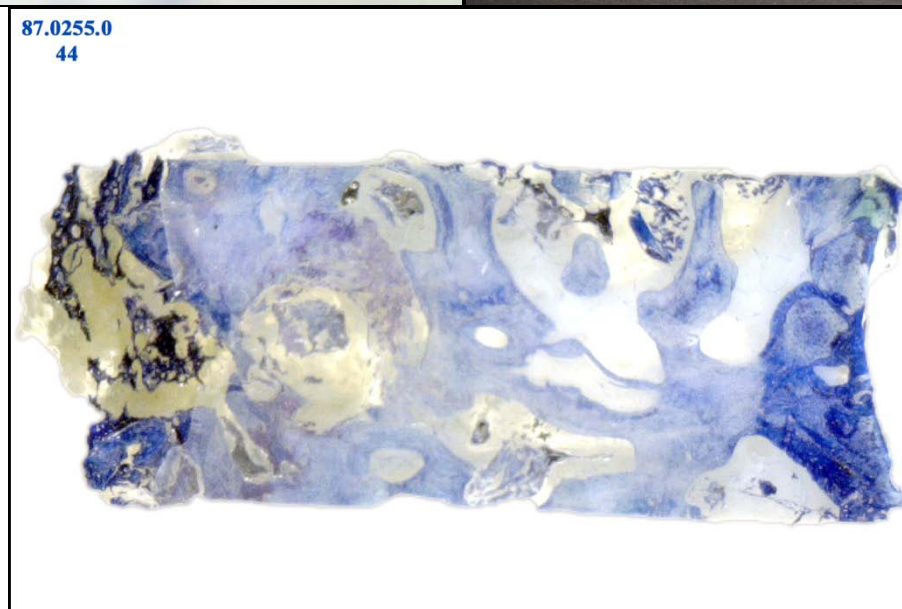
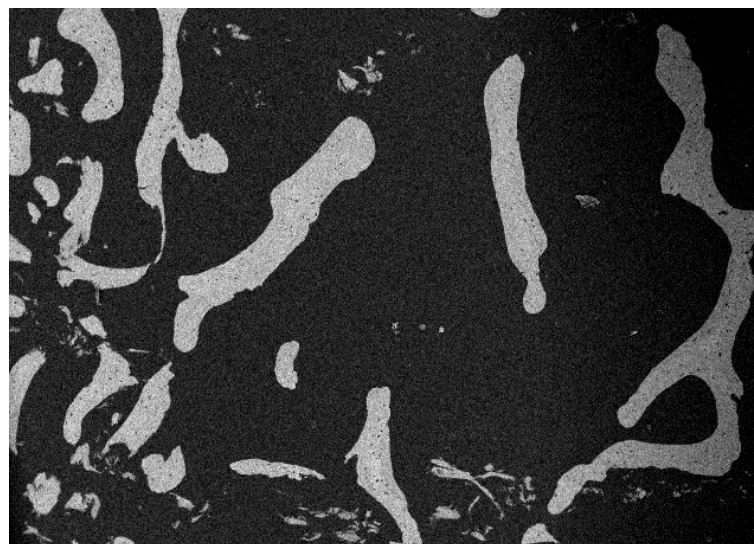
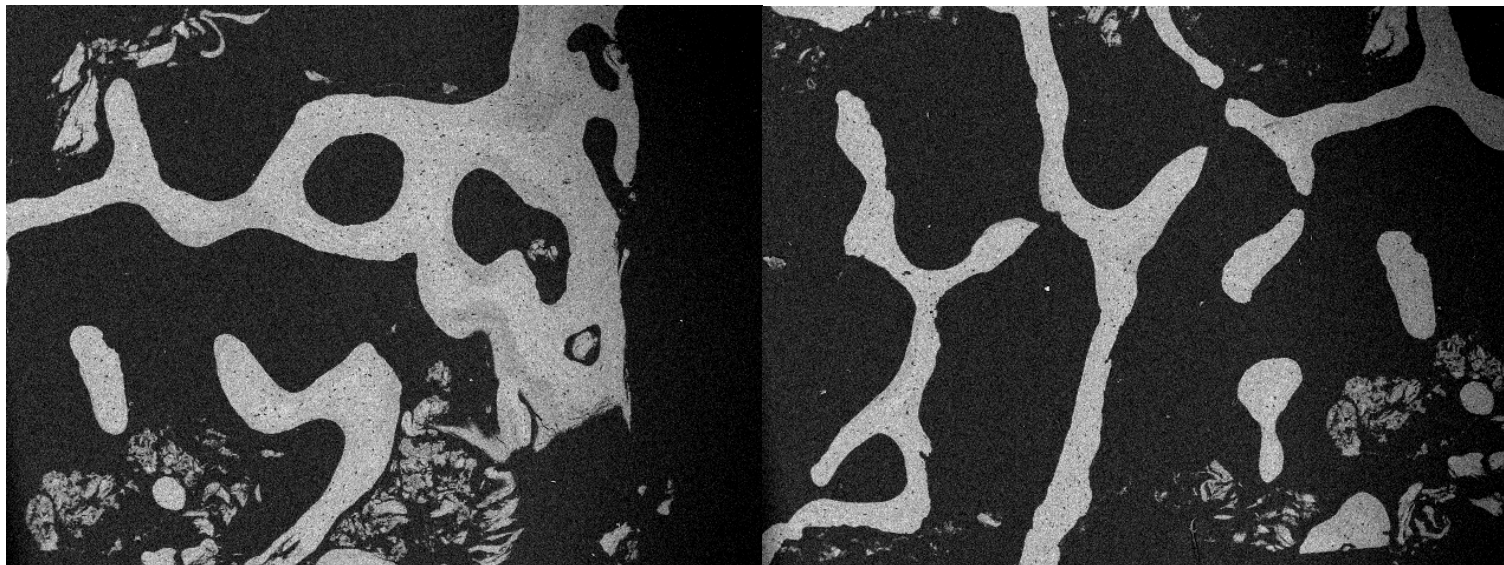
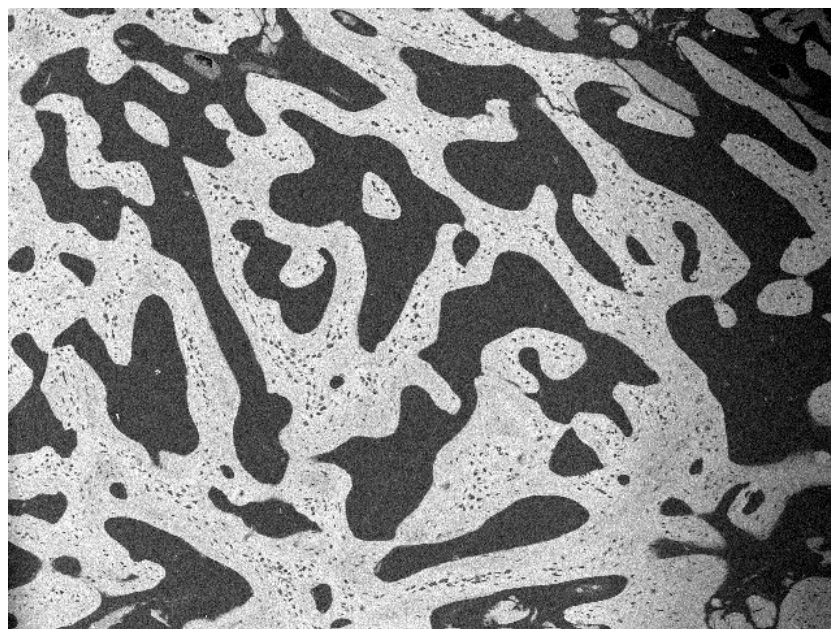
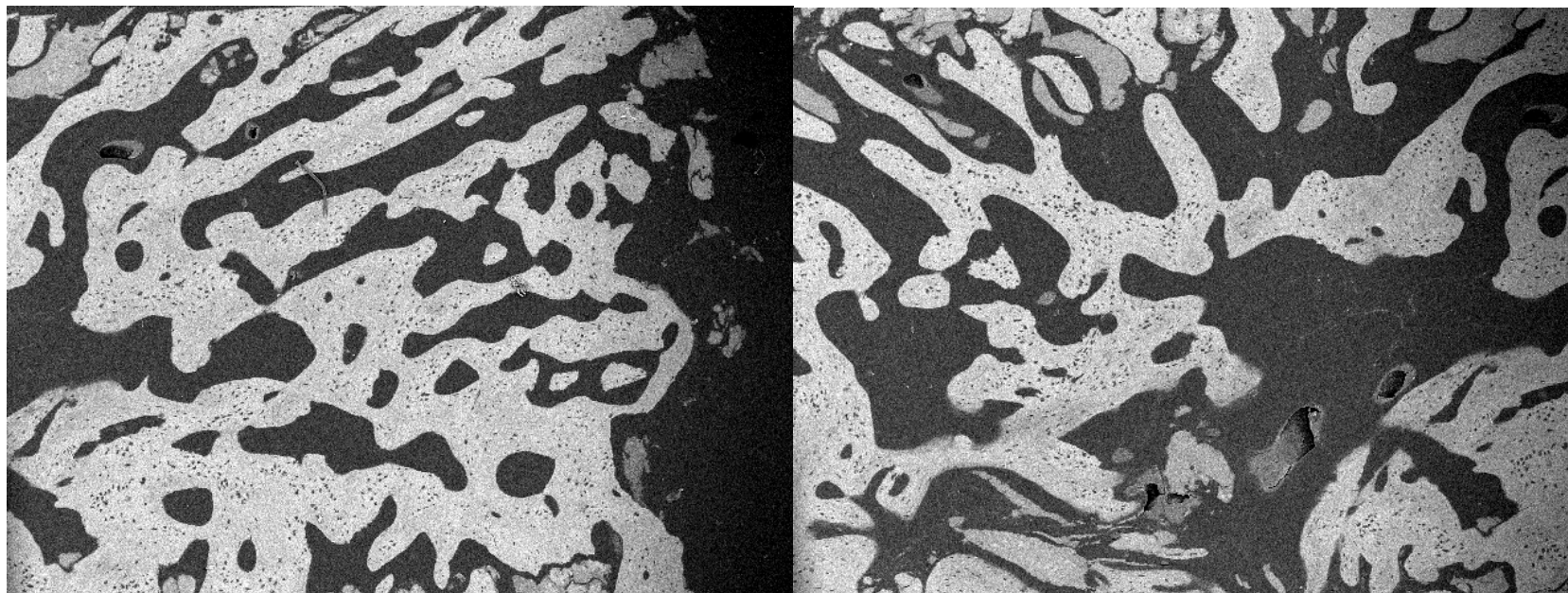


Fig.6.75. Microfotografías de las biopsias obtenidas por microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) (x40). **A.** Biopsia 7. **B.** Biopsia 8. **C.** Biopsia 16. **D.** Biopsia 24. **E.** Biopsia 27. **F.** Biopsia 32. **G.** Biopsia 33. **H.** Biopsia 35.

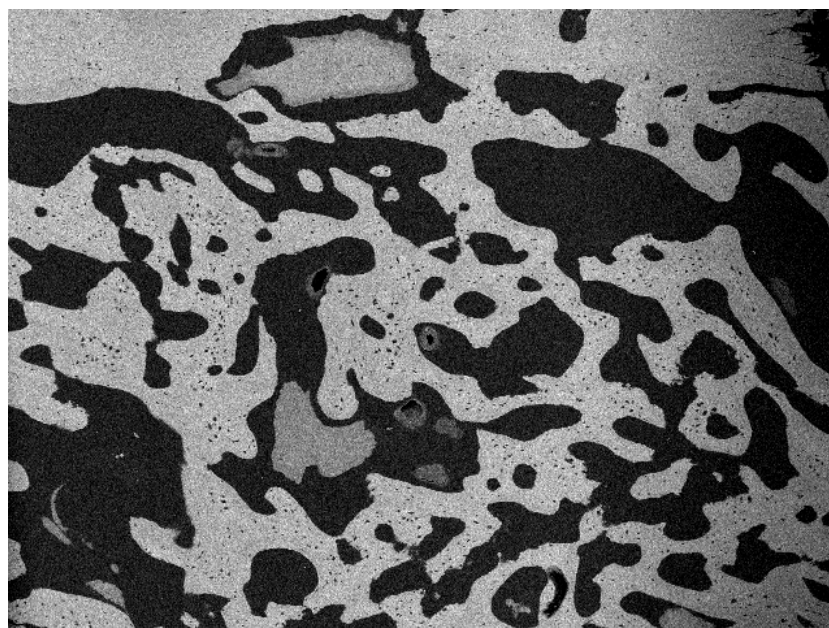
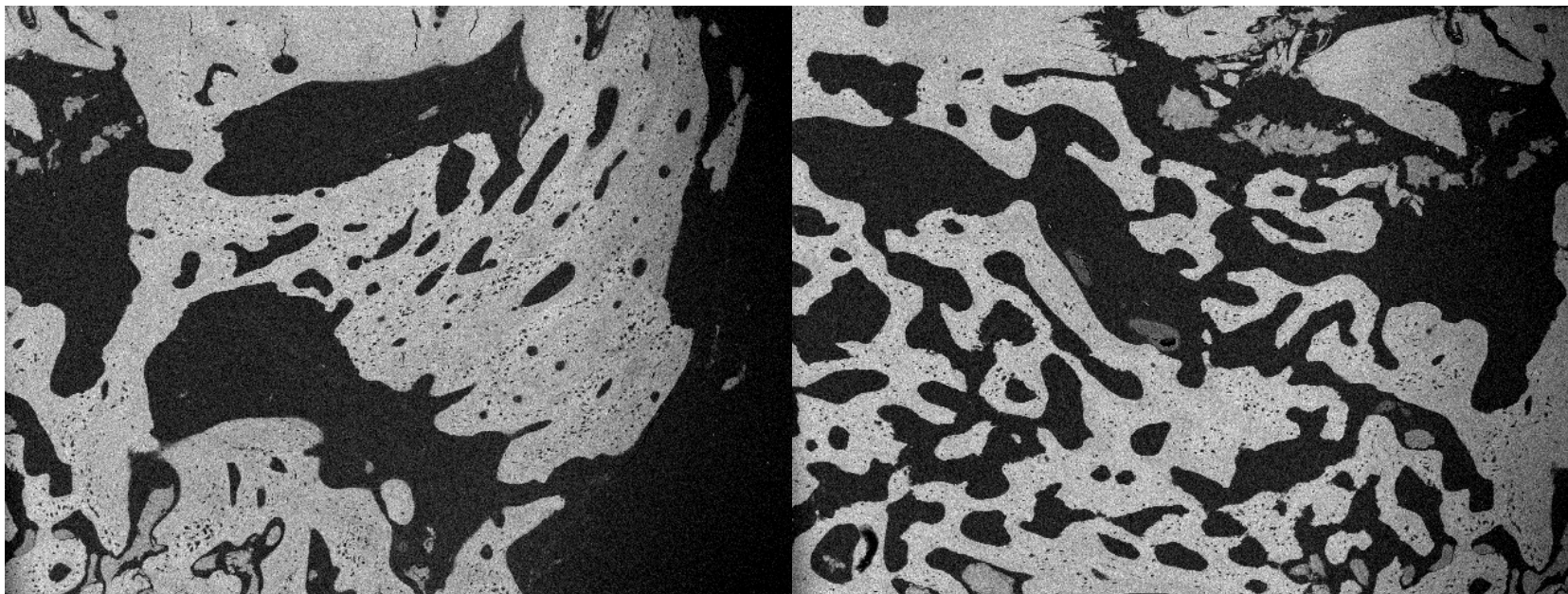
A



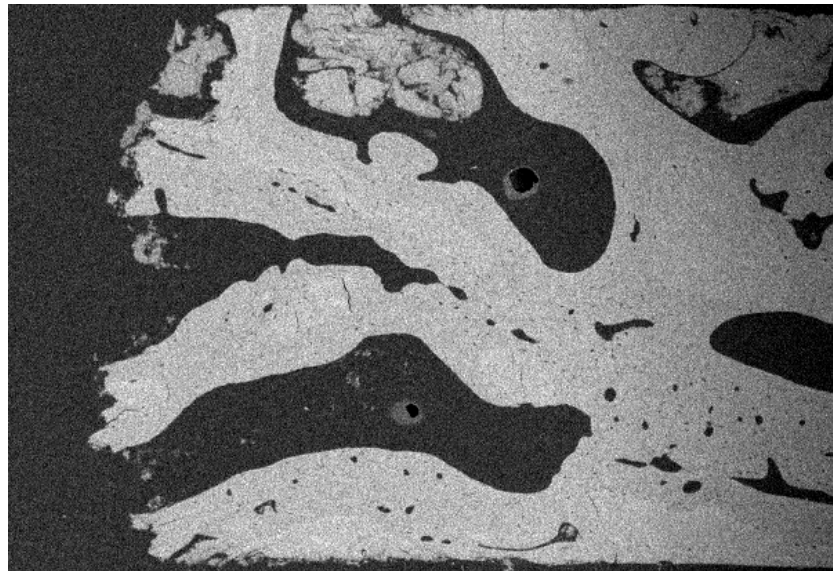
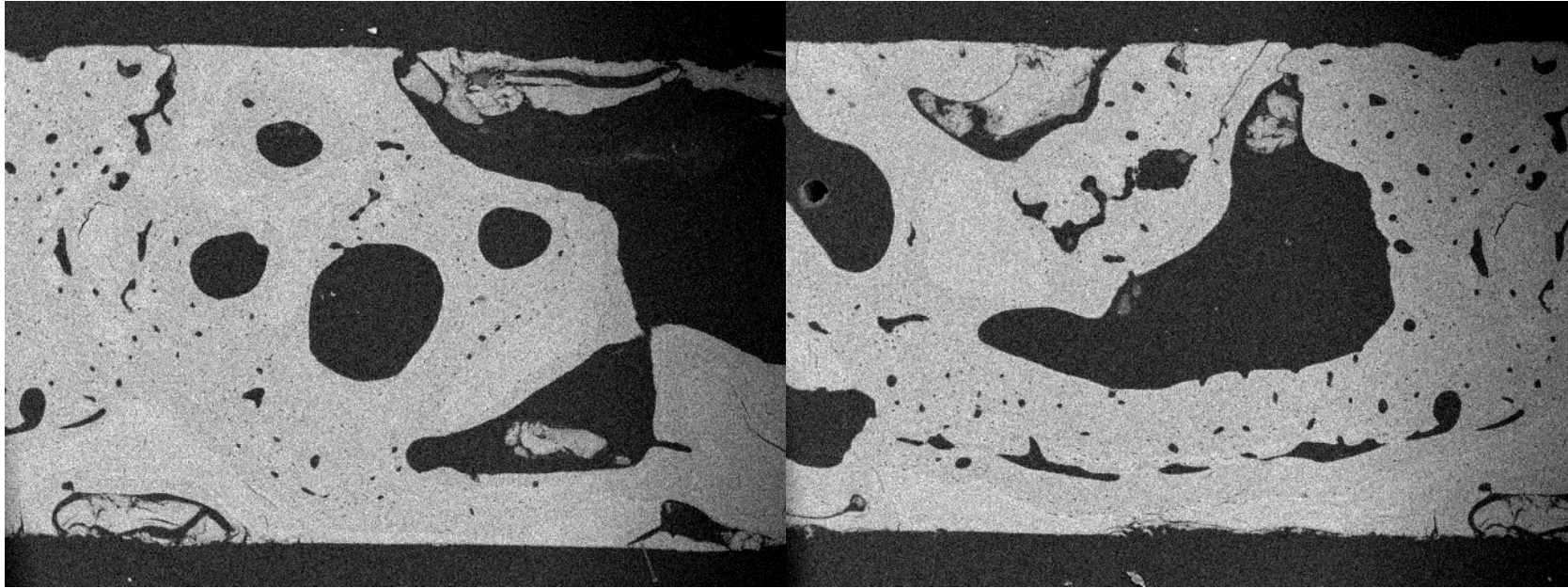
B



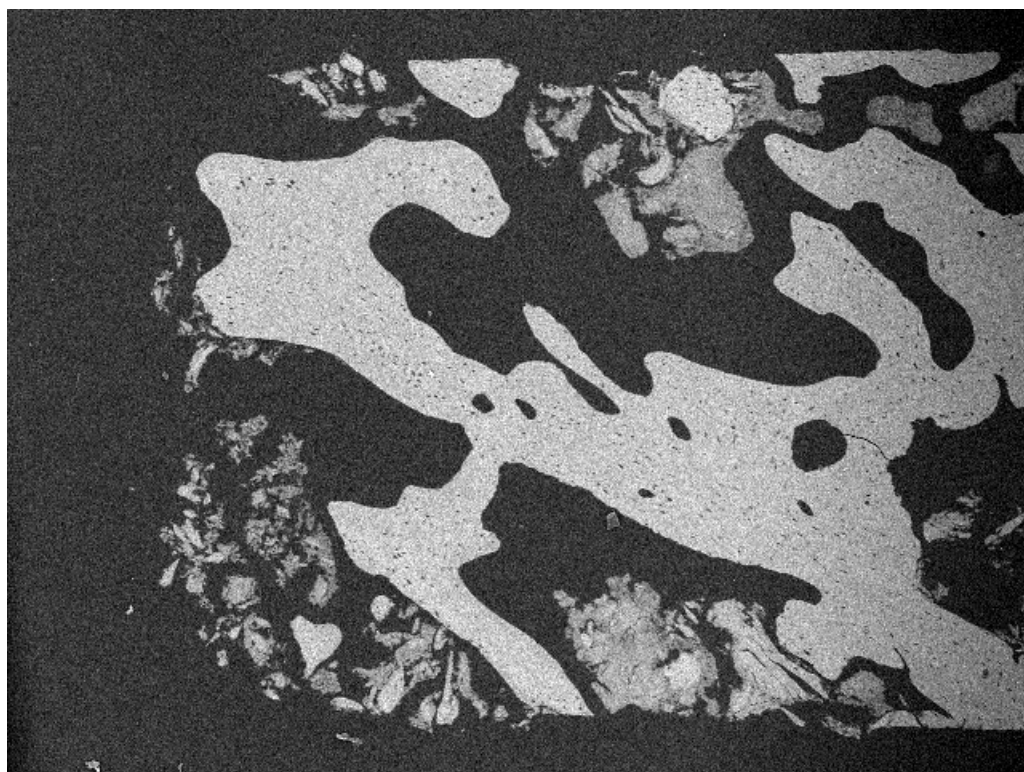
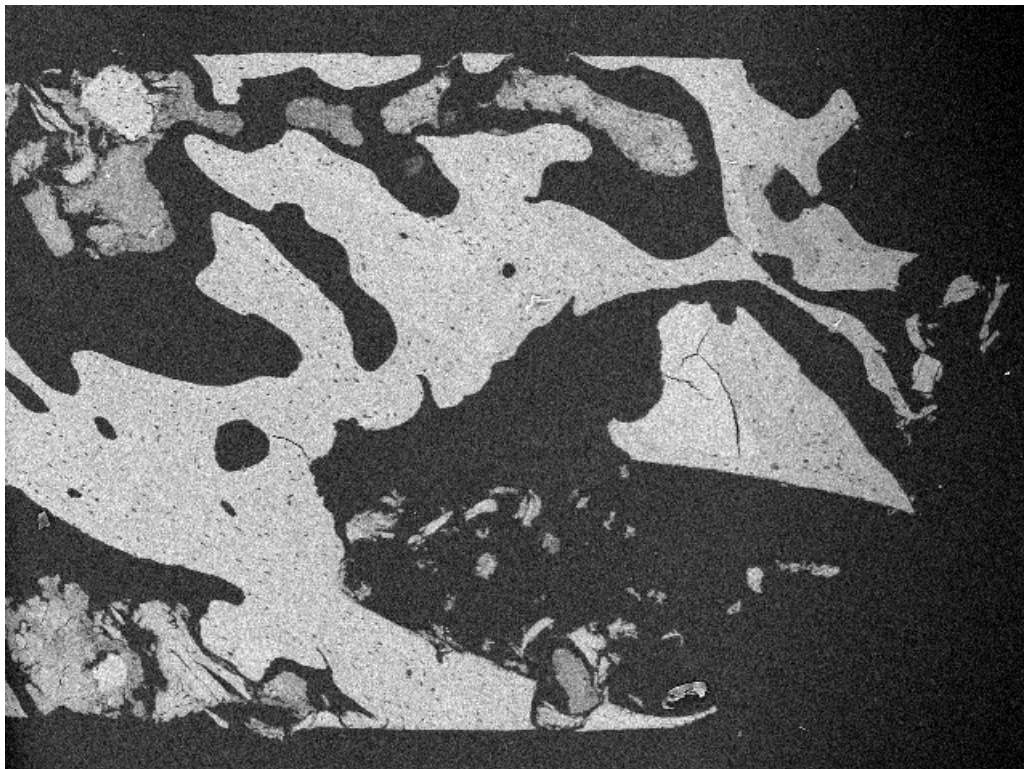
C



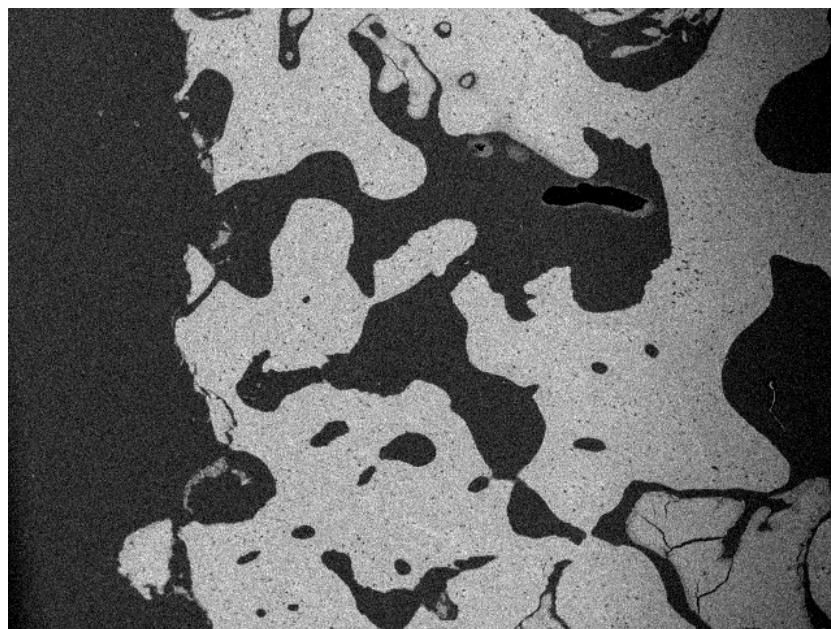
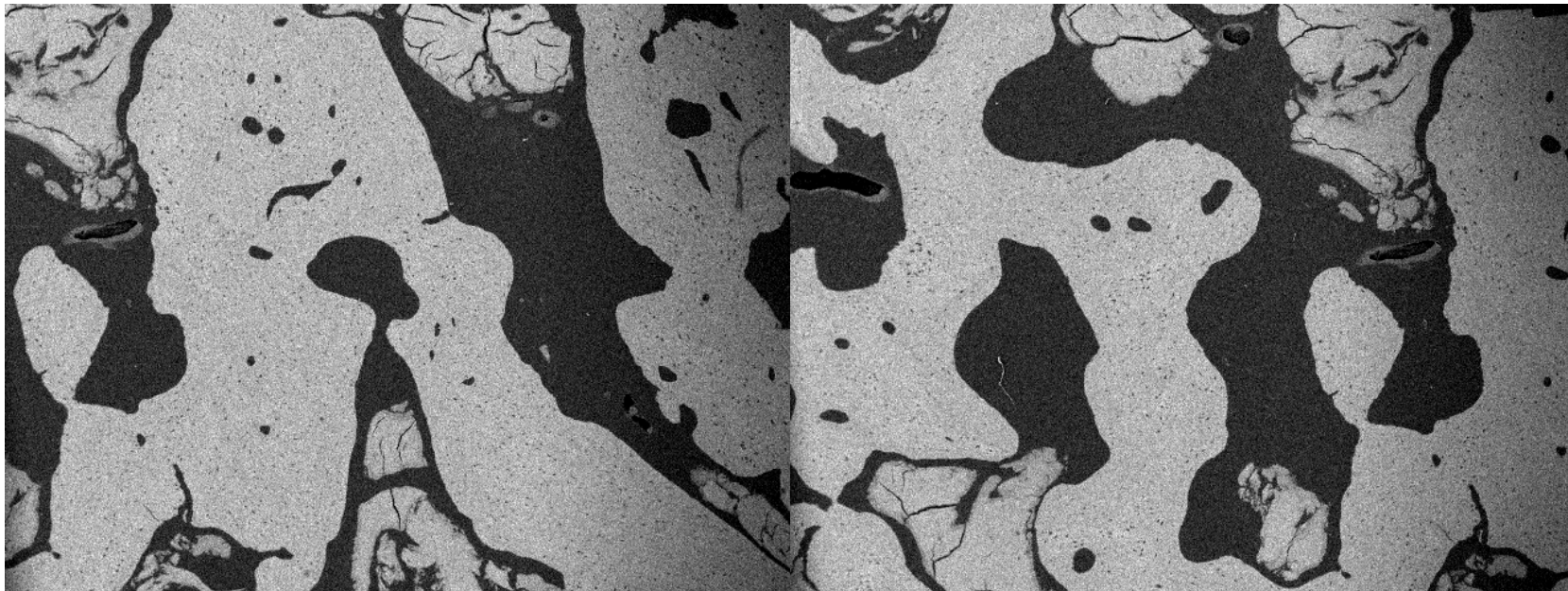
D



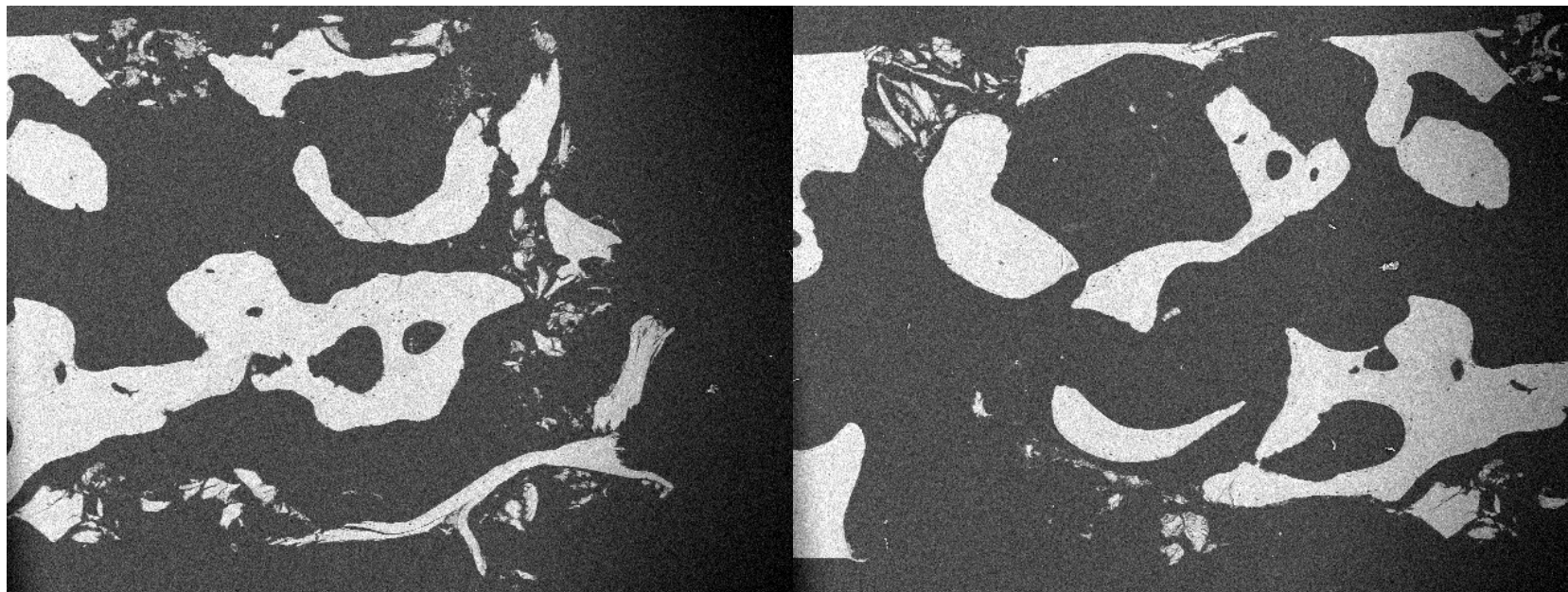
E



F



G



H

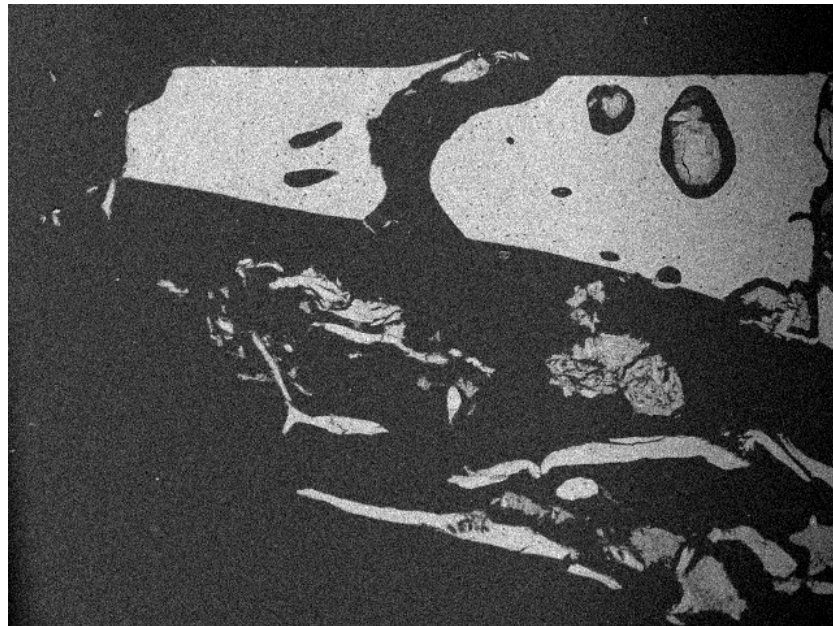
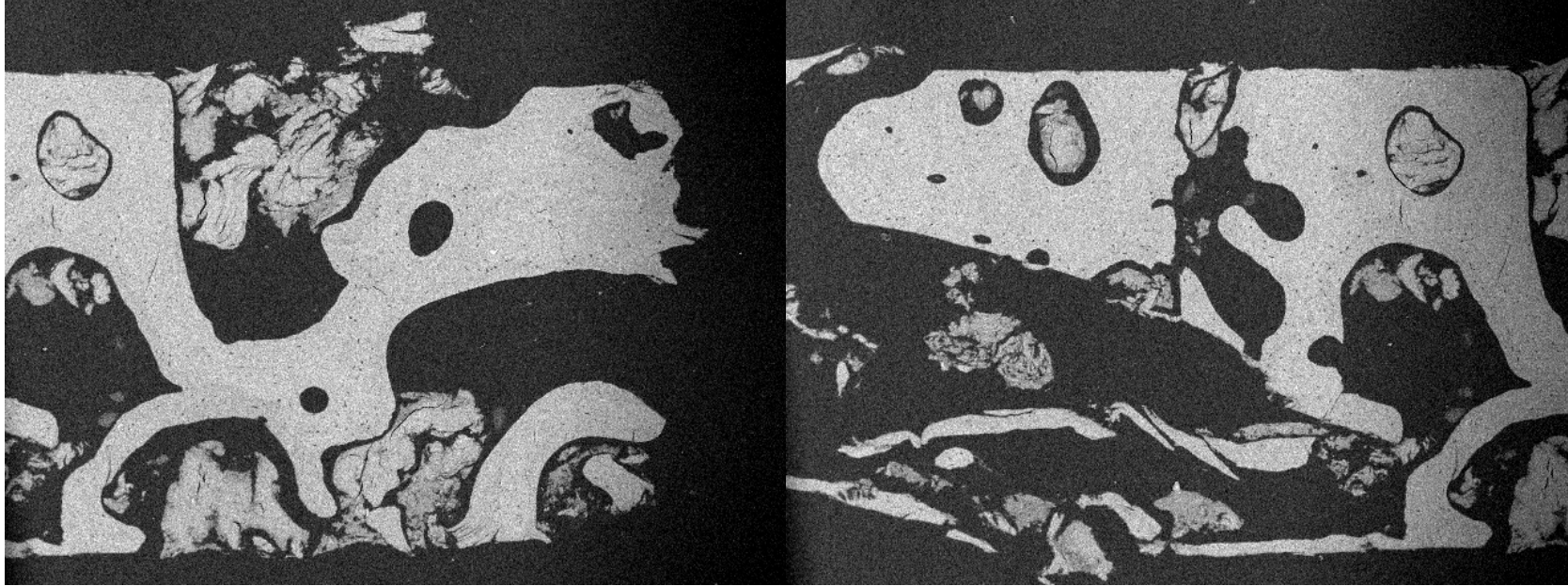
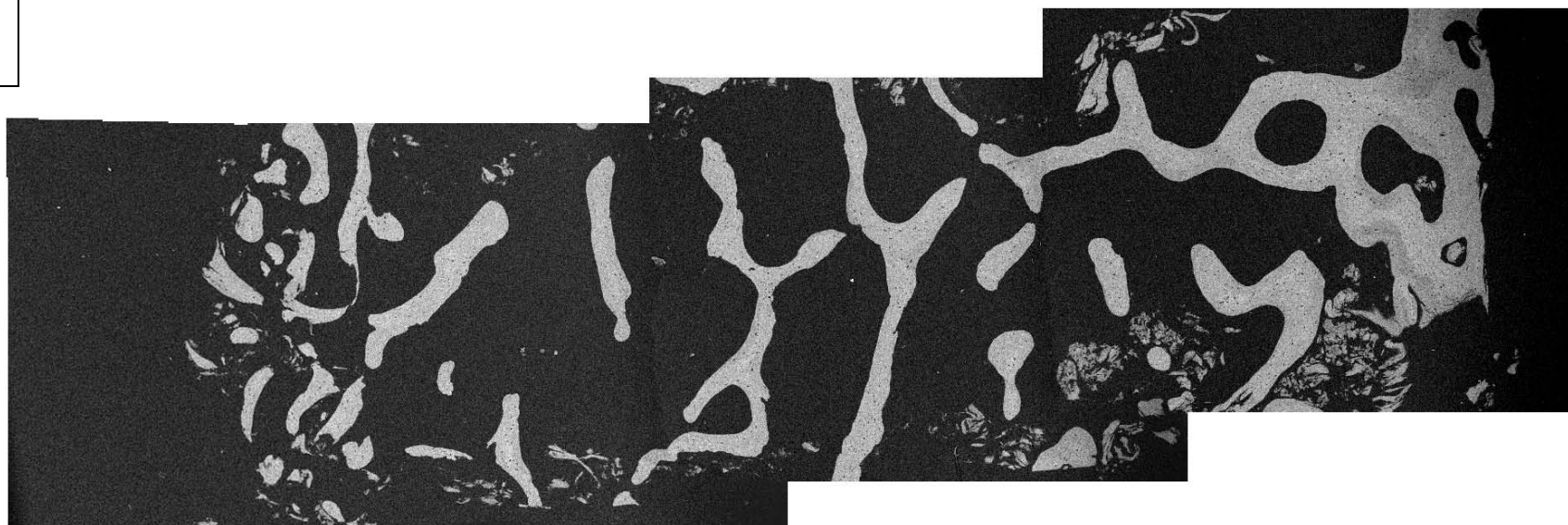


Fig.6.76. Fusión de microfotografías de las biopsias obtenidas por microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) (x40). **A.**

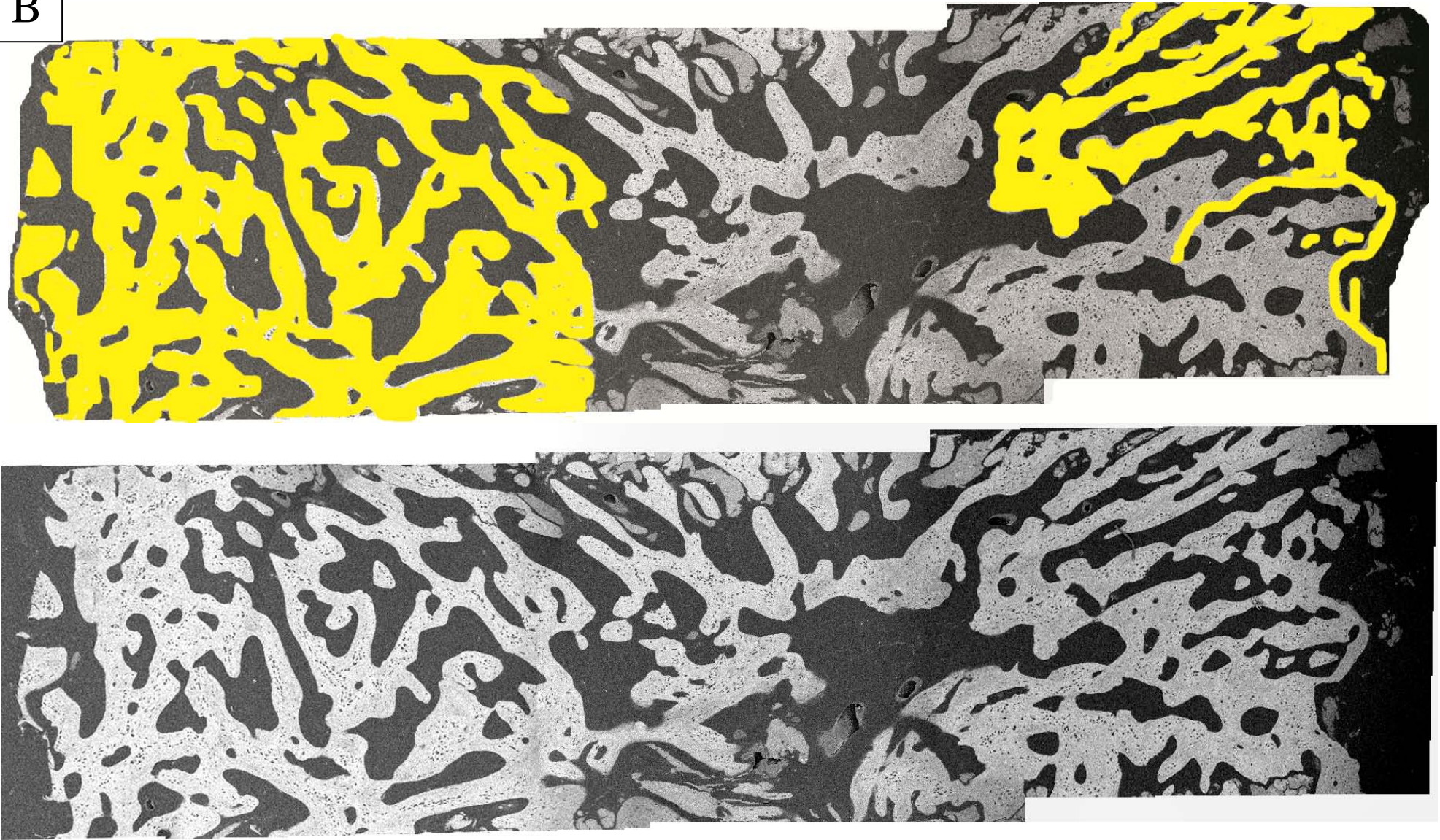
B. Biopsia 7. **B.** Biopsia 8. **C.** Biopsia 16. **D.** Biopsia 24. **E.** Biopsia 27. **F.** Biopsia 32. **G.** Biopsia 33. **H.** Biopsia

A

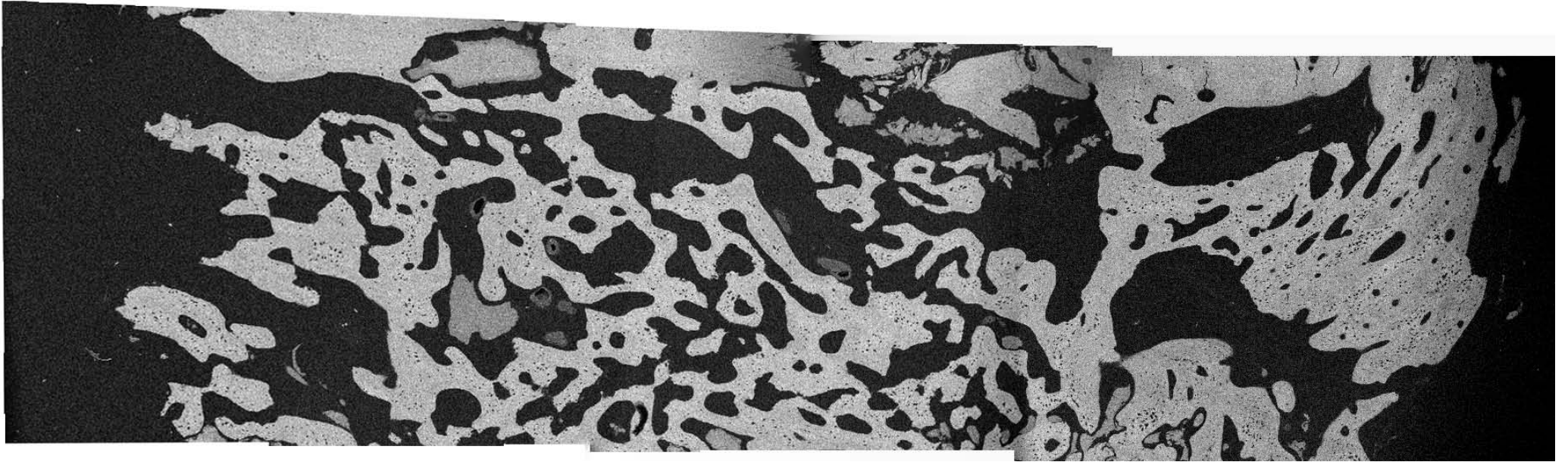
35.



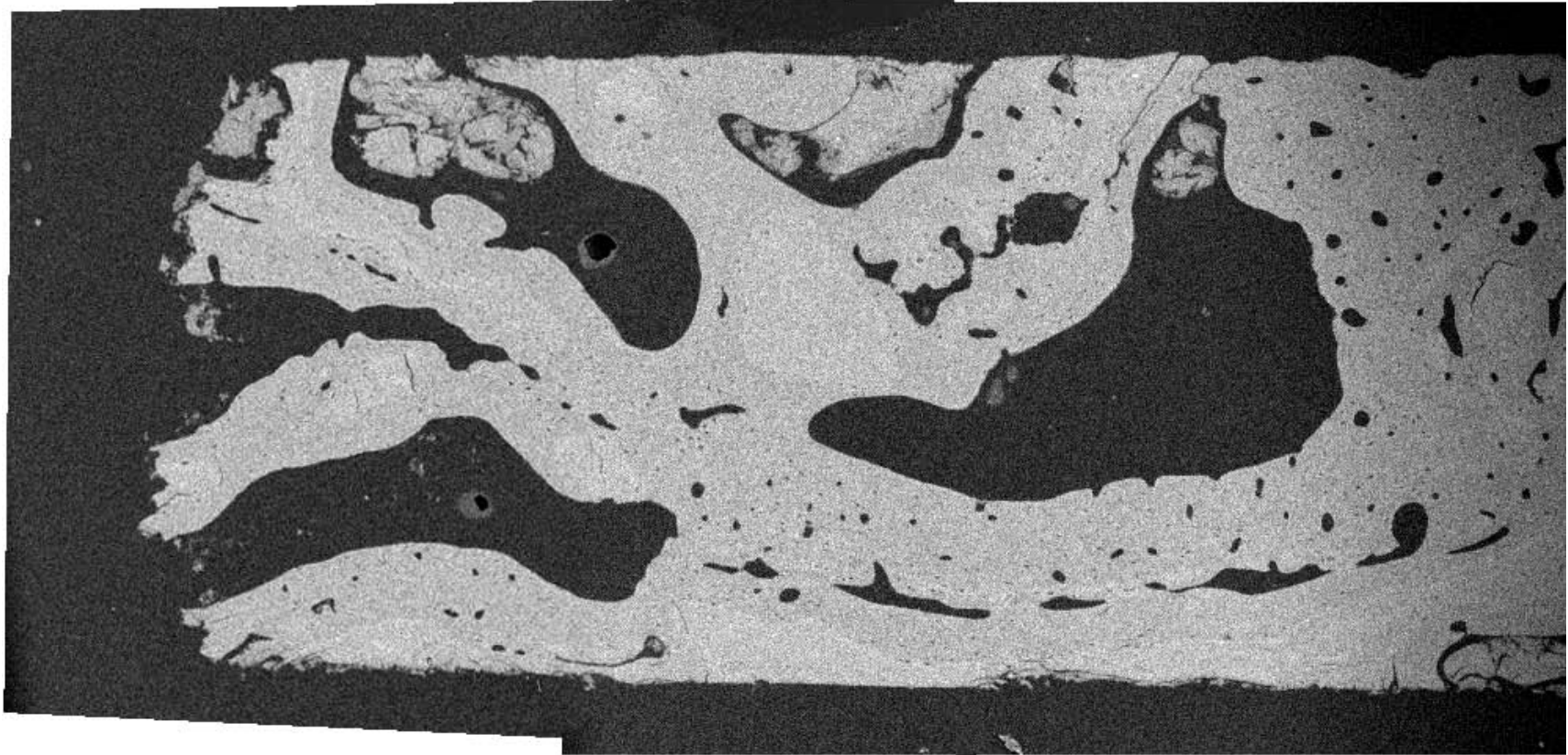
B



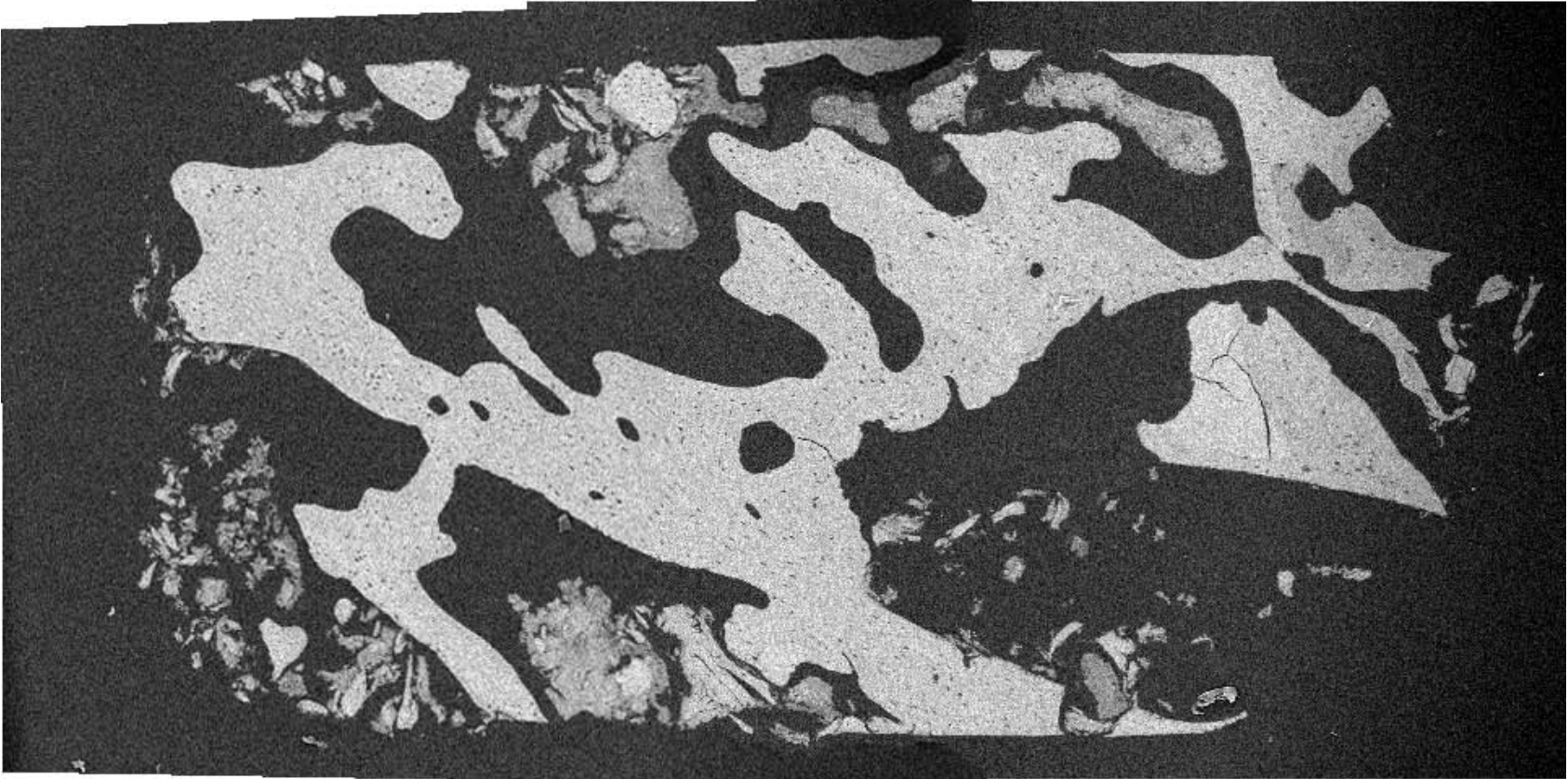
C



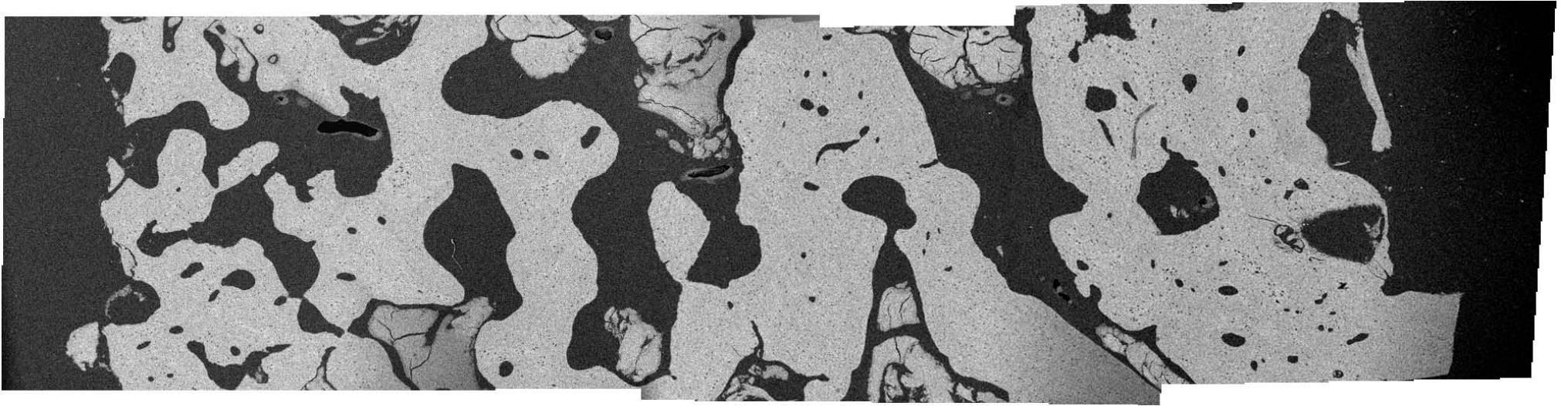
D



E



F



G



H



TABLAS

Tabla 6.1. Datos demográficos y posición de los implantes dentales endoóseos en los huesos maxilares.

BIOPSIA	PACIENTE	SEXO	EDAD	POSICIÓN IMPLANTE
2	DSR	V	57	15
4	EMH	V	78	42
6	EVR	M	47	23
7	MIMN	M	54	15
8	CLRR	V	41	24
9	FGM	M	49	12
10	GMM1	M	51	34
11	GMM2	M	51	13
12	ARG1	V	58	43
13	ARG2	V	58	12
14	IBL	M	66	23
16	DFL	V	24	34
18	MBPO	M	56	16
19	MCGS	M	66	46
23	MGR	M	65	34
24	MTGV	M	48	13
25	MCAH	M	65	16
26	MZC	V	59	16
27	MSA	M	79	42
28	RMPM1	V	-	14
29	RMPM2	V	-	24
30	RMPM3	V	-	44
32	FMD	V	71	41
33	CFA	M	-	25
34	JCC1	V	55	34
35	JCC2	V	55	13
37	DRR	M	42	14
38	DRR	M	42	15
39	MCIM	M	53	12
40	FCM	V	-	32
41	MLTS	M	53	13
42	PTR	V	20	32
43	FMP1	M	40	45
44	FMP2	M	40	22
45	FMP3	M	40	12
47	IRO	M	49	11
48	MJVF1	M	50	13
50	MJVF2	M	50	23
52	RJEB	V	21	22

Tabla 6.2. Longitud de las biopsias y valores de densidad radiológica media obtenidos por TC de haz cónico a nivel del eje axial y a nivel paraxial cortical y medial de los implantes dentales.

BIOPSIA	PACIENTE	LONGITUD BIOPSIA (mm)	DOR AXIAL	DOR PARAXIAL CORTICAL	DOR PARAXIAL MEDULAR
2	DSR	12	953,2	1055,3	958,5
4	EMH	3	611,6	934,9	366,1
6	EVR	6	394	473,9	461
7	MIMN	6	217,6	328,2	13,6
8	CLRR	7	381,6	472,3	577,2
9	FGM	7	733	560,9	226,8
10	GMM1	3	231	520,8	473,8
11	GMM2	5	370,6	562,5	264,7
12	ARG1	5	176,4	426,5	335,1
13	ARG2	5	526,8	532,8	584,7
14	IBL	4	226,6	334	177,4
16	DFL	6	696,8	799,8	578
18	MBPO	7	166,8	351,3	142,7
19	MCGS	6	457,6	479,4	615,9
23	MGR	7	755,6	1071,4	734,4
24	MTGV	9	825,8	609,6	241
25	MCAH	5	515,6	482,8	197,4
26	MZC	6,29	387,6	379,6	234,6
27	MSA	5,41	354,3	951,4	507,5
28	RMPM1	6,9	144,2	334,5	138,7
29	RMPM2	5,87	269	300,4	209,6
30	RMPM3	4,72	546,8	660,6	658,5
32	FMD	7,42	775,4	1028,1	802,6
33	CFA	8,01	395,7	372,6	291,3
34	JCC1	4,34	418,4	669,6	306,8
35	JCC2	6,93	532	501,4	440,9
37	DRR	5,87	478	443,6	413,8
38	DRR	7,5	472,1	469,6	411,4
39	MCIM	9,44	506,6	543,3	352,3
40	FCM	6,57	370,8	609,1	246,8
41	MLTS	7,55	217,6	774,6	182,3
42	PTR	4,98	509,6	570,1	400,4
43	FMP1	4,01	204	618,1	302,5
44	FMP2	5,79	584,8	807,8	589,5
45	FMP3	5,31	720,8	857,8	483,7
47	IRO	7,63	661,2	724,6	598,5
48	MJVF1	5,92	847,2	869	707,4
50	MJVF2	6,81	705	796,3	608,2
52	RJEB	7,79	326	472	204,6

Tabla 6.3. Estadística descriptiva.

Variable	N	Mínimo	Máximo	Media	DT
EDAD	34	20	79	51,6	13,78
LONGITUD BIOPSIA	39	3,00	12,00	6,3	1,73
DOR AXIAL	39	144,20	953,20	478,7	212,91
DOR PARAXIAL CORTICAL	39	300,40	1071,40	609,0	217,87
DOR PARAXIAL MEDULAR	39	13,60	958,50	411,3	211,05
VOLUMEN TOTAL (TV) (mm3)	39	3,58	29,37	14,7	6,92
VOLÚMEN ÓSEO (BV) (mm3)	39	0,50	20,12	7,1	4,29
FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV) (%)	39	13,22	73,00	48,7	17,85
GROSOR TRABECULAR (Tb.Th) (mm)	39	0,11	0,41	0,2	0,07
SEPARACIÓN TRABECULAR (Tb.Sp) (mm)	39	0,14	0,57	0,3	0,10
NÚMERO TRABECULAR (Tb.N)	39	1,13	4,62	2,2	0,72
CONECTIVIDAD INVERSA (Tb.Pf)	39	-19,03	12,84	-1,4	7,44
ÍNDICE DEL MODELO ESTRUCTURAL (SMI)	39	-3,81	3,10	0,4	1,78
GRADO DE ANISOTROPÍA (DA)	38	1,22	7,17	2,7	1,45
DIMENSIÓN FRACTAL (FD)	39	2,07	2,29	2,1	0,05
ISQ-0	39	58,00	94,00	75,7	7,94
ISQ-1	33	60,00	90,00	78,5	7,47
Luz Visible %HUESO	10	26,45	82,51	60,2	15,57
Campo Oscuro %HUESO	10	39,15	82,23	61,1	13,66
ESEM %HUESO	10	23,97	59,29	42,5	13,33
T. Histológica %HUESO	10	25,60	62,79	47,4	13,43
Media %HUESO	10	36,42	69,85	54,6	12,36

Luz Visible %CONJUNTIVO	10	14,52	52,71	33,6	12,10
Campo Oscuro %CONJUNTIVO	10	12,03	58,20	31,7	15,59
ESEM %CONJUNTIVO	10	34,51	73,70	49,3	13,89
T.Histológica %CONJUNTIVO	10	22,63	73,20	42,7	15,89
Media %CONJUNTIVO	10	24,27	56,77	38,2	11,99
Luz Visible %CERÁMICA	9	0,03	20,84	6,5	6,06
Campo Oscuro %CERÁMICA	9	0,25	15,72	6,9	4,47
ESEM %CERÁMICA	9	2,33	30,00	8,8	8,76
T.Histológica %CERÁMICA	9	1,20	19,88	9,7	5,80
Media %CERÁMICA	9	0,87	22,19	7,4	6,14

Tabla 6.4. Estadística descriptiva y analítica de las variables DOR axial, DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular para los 4 grupos: Grupo 1: sector anterior del maxilar superior, Grupo 2: sector posterior del maxilar superior; Grupo 3: sector anterior mandibular; Grupo 4: sector posterior mandibular. Se empleó el análisis de la varianza (ANOVA) para la comparación de medias entre los 4 grupos. Para las variables DOR AXIAL y DOR PARAXIAL MEDULAR no se observaron diferencias significativas entre los grupos. Los valores de p fueron 0,395 y 0,275, respectivamente. Para la variable DOR PARAXIAL CORTICAL sí se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,019$) entre los grupos. Para saber exactamente en qué grupos son las diferencias, se realizó una *prueba a posteriori*. Al observar la columna de significación se observó que la diferencia se encontraba entre los grupos 2 y 3 ($p=0,025$), es decir entre la DOR PARAXIAL CORTICAL del sector posterior del maxilar superior y el de la sector anterior mandibular. Para analizar si existían diferencias entre las variables de los grupos 1+2 y 3+4 se realizó una prueba *t de Student* para muestras independientes. Únicamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la variable DOR PARAXIAL CORTICAL ($p=0,02$). * Significación estadística ($p<0,05$).

	Grupo 1 (n=15)		Grupo 2 (n=11)		Grupo 3 (n=6)		Grupo 4 (n=7)		Total (n=39)	
	Media	D.E	Media	D.E	Media	D.E	Media	D.E	Media	D.E
DOR AXIAL	445,2	205,1	398,3	223,9	466,4	211,8	472,9	212,0	478,7	212,9
DOR PARAXIAL CORTICAL	628,0	164,4	453,7	209,6	753,4	248,6	688,5	198,7	609,0	217,9
DOR PARAXIAL MEDULAR	408,2	183,2	326,3	261,5	443,1	195,6	524,3	169,5	411,3	211,1

ANOVA
DOR AXIAL

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	138575,142	3	46191,714	1,021	,395
Intra-grupos	1584007,393	35	45257,354		
Total	1722582,534	38			

ANOVA
DOR PARAXIAL MEDULAR

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	175103,054	3	58367,685	1,346	,275
Intra-grupos	1517538,430	35	43358,241		
Total	1692641,484	38			

ANOVA
DOR PARAXIAL CORTICAL

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	440183,414	3	146727,805	3,766	,019*
Intra-grupos	1363592,770	35	38959,793		
Total	1803776,184	38			

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: **DOR PARAXIAL CORTICAL**

HSD de Tukey

(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite superior	Límite inferior
1	2	174,3788	78,3525	,136	-36,930	385,688
	3	-125,3167	95,3447	,560	-382,452	131,819
	4	-60,4952	90,3493	,908	-304,159	183,168
2	1	-174,3788	78,3525	,136	-385,688	36,930
	3	-299,6955(*)	100,1753	,025*	-569,859	-29,532
	4	-234,8740	95,4331	,084	-492,248	22,500
3	1	125,3167	95,3447	,560	-131,819	382,452
	2	299,6955(*)	100,1753	,025*	29,532	569,859
	4	64,8214	109,8134	,934	-231,335	360,978

4	1	60,4952	90,3493	,908	-183,168	304,159
	2	234,8740	95,4331	,084	-22,500	492,248
	3	-64,8214	109,8134	,934	-360,978	231,335

* La diferencia de medias es significativa al nivel 0,05.

Estadísticos de grupo

	GRUPO	N	Media	D.E.
DOR AXIAL				
	3-4	13	469,87	202,878
	1-2	26	483,05	221,555

Significación = 0,86

Estadísticos de grupo

	GRUPO	N	Media	D.E.
DOR PARAXIAL CORTICAL				
	3-4	13	718,446	215,9098
	1-2	26	554,258	201,0708

Significación = **0,02***

Estadísticos de grupo

DOR PARAXIAL MEDULAR	GRUPO	N	Media	D.E.
	3-4	13	486,800	179,1440
	1-2	26	373,531	218,7545

Significación = 0,11

Tabla 6.5. Correlación entre variables: DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular.

Correlaciones

		DOR PARAXIAL CORTEX	DOR PARAXIAL MEDULAR
DOR PARAXIAL CORTICAL	Correlación de Pearson	1	,702(**)
	Sig. (bilateral)		,000
	N	39	39
DOR PARAXIAL MEDULAR	Correlación de Pearson	,702(**)	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	39	39

** La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **DOR PARAXIAL CORTICAL.**

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,492	35,892	1	37	,000	311,059	,724

La variable independiente es **DOR PARAXIAL MEDULAR**

Ecuación de regresión:

$$\text{DOR PARAXIAL CORTICAL} = 311,059 + 0,724 \cdot \text{DOR PARAXIAL MEDULAR}$$

Tabla 6.6. Valores de estabilidad implantaria primaria y secundaria medidos mediante análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) y tiempo transcurrido entre ambas mediciones (en semanas) en relación con las biopsias de hueso obtenidas del sitio de colocación de los implantes.

BIOPSIA	PACIENTE	ISQ ₀	ISQ ₁	TIEMPO ISQ ₁ -ISQ ₀ (semanas)
2	DSR	85	80	17
4	EMH	64	70	15
6	EVR	82	77	20
7	MIMN	81	80	18
8	CLRR	80	75	19
9	FGM	58	64	30
10	GMM1	75	78	18
11	GMM2	76	75	18
12	ARG1	87	90	18
13	ARG2	75	88	18
14	IBL	76	-	-
16	DFL	64	84	17
18	MBPO	66	78	22
19	MCGS	80	85	16
23	MGR	75	71	16
24	MTGV	68	70	28
25	MCAH	79	-	-
26	MZC	78	79	19
27	MSA	85	85	16
28	RMPPM1	78	85	16
29	RMPPM2	79	84	16
30	RMPPM3	79	79	16
32	FMD	85	-	-
33	CFA	81	84	16
34	JCC1	86	90	16
35	JCC2	67	84	16
37	DRR	78	82	20
38	DRR	75	60	18
39	MCIM	71	68	21
40	FCM	83	85	12
41	MLTS	66	-	-
42	PTR	94	80	12
43	FMP1	68	75	14
44	FMP2	84	83	14
45	FMP3	71	71	14
47	IRO	70	-	-
48	MJVF1	63	68	-
50	MJVF2	71	84	-
52	RJEB	70	-	-

ISQ₀, cociente de estabilidad implantaria primaria (en el primer tiempo quirúrgico de colocación de los implantes dentales endoóseos);

ISQ₁, cociente de estabilidad implantaria secundaria (en el segundo tiempo quirúrgico de colocación de los pilares de cicatrización).

Tabla 6.7. Correlación entre variables: DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular con ISQ-0.

		DOR PARAXIAL CORTICAL	DOR PARAXIAL MEDULAR	ISQ-0
DOR PARAXIAL CORTICAL	Correlación de Pearson	1	,702(**)	-,082
	Sig. (bilateral)		,000	,621
	N	39	39	39
DOR PARAXIAL MEDULAR	Correlación de Pearson	,702(**)	1	,138
	Sig. (bilateral)	,000		,404
	N	39	39	39
ISQ-0	Correlación de Pearson	-,082	,138	1
	Sig. (bilateral)	,621	,404	
	N	39	39	39

Tabla 6.8. Valores de las variables obtenidas mediante análisis por micro-TC en relación con cada una de las biopsias.

BIOPSIA	PACIENTE	TV (mm ³)	BV (mm ³)	BV/TV (%)	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	FD
2	DSR	8,1433	5,9442	72,9955	0,2226	0,1565	3,2795	-11,982	-2,1716	2,8064	2,1386
4	EMH	3,5765	2,4406	68,2382	0,3109	0,1813	2,1951	0,0689	2,0632	1,2222	2,1319
6	EVR	7,8119	4,9319	63,1334	0,2729	0,2553	2,3136	-8,4098	-0,3438	1,6659	2,1335
7	MIMN	29,3705	6,0818	20,7072	0,1357	0,4517	1,5263	10	2,1858	140,8165	2,1029
8	CLRR	19,0634	9,9371	52,1267	0,113	0,1941	4,6151	-12,9805	-1,2948	2,5501	2,2879
9	FGM	15,7788	11,2977	71,6003	0,407	0,2524	1,7594	-2,2119	0,4567	1,9136	2,0837
10	GMM1	6,0134	1,5822	26,3111	0,1538	0,4365	1,7112	5,9668	1,564	1,78	2,083
11	GMM2	7,982	3,6911	46,2422	0,208	0,2955	2,2229	3,6188	1,7739	2,0466	2,1099
12	ARG1	3,7927	0,5014	13,2204	0,1166	0,4897	1,134	6,7884	1,6449	6,1722	2,1322
13	ARG2	12,3718	7,5622	61,1242	0,2746	0,2368	2,2263	-5,5984	-0,1992	1,2189	2,1784
14	IBL	9,0551	2,3562	26,0204	0,1861	0,5699	1,398	7,7634	2,3263	1,5278	2,0938
16	DFL	23,4428	14,4293	61,551	0,1669	0,1763	3,688	-10,9776	-1,5603	2,8378	2,2226
18	MBPO	16,1277	2,8365	17,5875	0,129	0,4253	1,3635	12,8418	2,4713	1,216	2,0989
19	MCGS	7,0534	3,7556	53,2455	0,1869	0,2456	2,849	-3,441	0,3198	1,3518	2,1873
23	MGR	11,8958	8,4608	71,1237	0,3058	0,2932	2,3256	-9,4477	-1,8453	2,4238	2,1615
24	MTGV	19,4851	14,0697	71,8387	0,3391	0,3846	2,1186	-7,7512	-2,4979	4,6503	2,0924
25	MCAH	9,2323	6,0708	65,7566	0,3694	0,2771	1,7801	-0,581	1,3683	1,3509	2,1168
26	MZC	12,9987	6,6005	50,7782	0,2426	0,3103	2,0933	-1,6178	0,619	7,1695	2,1401
27	MSA	10,2601	4,6861	45,6727	0,1821	0,242	2,5087	2,3111	1,4088	1,8748	2,1265
28	RMPM1	18,2353	4,418	24,2275	0,1759	0,4479	1,3773	5,4067	2,0147	2,1109	2,0986
29	RMPM2	20,7777	6,5513	31,5307	0,1601	0,4075	1,9692	-1,4833	0,31	1,5122	2,1053
30	RMPM3	15,3008	9,2563	60,4955	0,1923	0,2071	3,1465	-19,0321	-3,8104	1,7472	2,1989
32	FMD	26,5564	18,5438	69,828	0,2561	0,2259	2,7264	-11,7407	-3,1075	3,7572	2,13
33	CFA	16,6423	7,4185	44,576	0,1979	0,3034	2,2531	-0,3081	0,8099	6,2006	2,1347
34	JCC1	21,3311	6,9218	32,4493	0,1779	0,4109	1,8237	2,3715	1,3943	2,1888	2,1285

35	JCC2	10,7751	6,9841	64,8171	0,2644	0,2347	2,4513	-6,5562	-1,1304	1,9006	2,1269
37	DRR	11,4694	6,5615	57,2083	0,2319	0,2435	2,4675	-1,5687	0,4653	2,387	2,1309
38	DRR	16,4355	9,0051	54,7908	0,2152	0,2603	2,5464	-3,2498	-0,0496	5,018	2,15
39	MCIM	9,1788	5,4611	59,5007	0,3534	0,2633	1,6837	1,8502	1,9742	2,5426	2,0694
40	FCM	28,6804	9,4127	32,8194	0,1816	0,4109	1,8069	3,7138	1,5299	3,8567	2,0817
41	MLTS	12,6725	3,3959	26,7974	0,2155	0,4224	1,2436	6,6331	2,2333	2,3354	2,0651
42	PTR	20,9197	7,637	36,5062	0,1973	0,3519	1,8506	1,2333	1,0209	1,8748	2,1191
43	FMP1	17,1294	5,0545	29,508	0,2227	0,4147	1,325	9,6034	3,1001	1,8555	2,0691
44	FMP2	21,515	11,0278	51,2564	0,2534	0,2842	2,023	-0,7681	1,2341	2,7784	2,1674
45	FMP3	27,7384	20,1153	72,5179	0,215	0,1421	3,3727	-15,738	-3,6418	2,4785	2,1808
47	IRO	7,0282	2,9766	42,3527	0,1914	0,3739	2,2124	2,6228	1,1352	2,0485	2,102
48	MJVF1	8,7936	5,6967	64,7824	0,2931	0,2282	2,2103	-1,7799	-0,2477	2,4372	2,0747
50	MJVF2	17,7666	9,3578	52,6707	0,2257	0,2753	2,3341	-5,0151	-1,0395	2,3327	2,1259
52	RJEB	11,258	3,5546	31,5736	0,1799	0,3456	1,7549	4,6815	1,5201	3,8017	2,088

TV, volumen total (mm³); **BV**, volumen óseo (mm³); **BV/TV**, relación volumétrica ósea (%); **Tb.Th**, grosor trabecular; **Tb.Sp**, separación trabecular; **Tb.N**, número trabecular; **Tb.Pf**, conectividad inversa o factor del patrón trabecular; **SMI**, índice del modelo estructural; **DA**, grado de anisotropía; **FD**, dimensión fractal.

Tabla 6.9. Correlación entre las variables del estudio: DOR axial, Fracción Volumétrica Ósea (BV/TV), Media % Hueso, Grosor Trabecular (Tb.Th), Separación Trabecular (Tb.Sp), Número Trabecular (Tb.N), Conectividad Inversa (Tb.Pf), Índice del Modelo Estructural (SMI), Grado de Anisotropía (DA), Dimensión Fractal (FD). * Correlación significativa (p<0,05); ** Correlación significativa (p<0,01).

		DOR AXIAL	BV/TV	Media % HUESO	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Tb.Pf	SMI	DA	FD
DOR AXIAL	Correlación de Pearson	1	,858(**)	,381	,574(**)	-,684(**)	,511(**)	-,700(**)	-,704(**)	,004	,229
	Sig. (bilateral)		,000	,278	,000	,000	,001	,000	,000	,981	,161
	N	39	39	10	39	39	39	39	39	38	39
FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV)	Correlación de Pearson	,858(**)	1	,406	,711(**)	-,846(**)	,601(**)	-,801(**)	-,706(**)	-,058	,362(*)
	Sig. (bilateral)	,000		,245	,000	,000	,000	,000	,000	,729	,023
	N	39	39	10	39	39	39	39	39	38	39
Media %HUESO	Correlación de Pearson	,381	,406	1	,108	-,233	,466	-,472	-,404	-,128	,350
	Sig. (bilateral)	,278	,245		,767	,517	,174	,169	,246	,743	,321
	N	10	10	10	10	10	10	10	10	9	10

GROSOR TRABECULAR (Tb.Th)	Correlación de Pearson	,574(**)	,711(**)	,108	1	-,379(*)	-,091	-,255	-,168	-,099	-,237
	Sig. (bilateral)	,000	,000	,767		,017	,583	,117	,306	,556	,146
	N	39	39	10	39	39	39	39	39	38	39
SEPARACIÓN TRABECULAR (Tb.Sp)	Correlación de Pearson	-,684(**)	-,846(**)	-,233	-,379(*)	1	-,773(**)	,772(**)	,631(**)	,090	-,566(**)
	Sig. (bilateral)	,000	,000	,517	,017		,000	,000	,000	,591	,000
	N	39	39	10	39	39	39	39	39	38	39
NÚMERO TRABECULAR (Tb.N)	Correlación de Pearson	,511(**)	,601(**)	,466	-,091	-,773(**)	1	-,827(**)	-,735(**)	-,017	,830(**)
	Sig. (bilateral)	,001	,000	,174	,583	,000		,000	,000	,920	,000
	N	39	39	10	39	39	39	39	39	38	39
CONECTIVIDAD INVERSA (Tb.Pf)	Correlación de Pearson	-,700(**)	-,801(**)	-,472	-,255	,772(**)	-,827(**)	1	,942(**)	-,030	-,680(**)
	Sig. (bilateral)	,000	,000	,169	,117	,000	,000		,000	,857	,000
	N	39	39	10	39	39	39	39	39	38	39

STRUCTURAL MODEL INDEX (SMI)	Correlación de Pearson	-,704(**)	-,706(**)	-,404	-,168	,631(**)	-,735(**)	,942(**)	1	-,102	-,557(**)
	Sig. (bilateral)	,000	,000	,246	,306	,000	,000	,000		,542	,000
	N	39	39	10	39	39	39	39	39	38	39
GRADO DE ANISOTROPÍA (DA)	Correlación de Pearson	,004	-,058	-,128	-,099	,090	-,017	-,030	-,102	1	,028
	Sig. (bilateral)	,981	,729	,743	,556	,591	,920	,857	,542		,868
	N	38	38	10	38	38	38	38	38	38	38
DIMENSIÓN FRACTAL (FD)	Correlación de Pearson	,229	,362(*)	,350	-,237	-,566(**)	,830(**)	-,680(**)	-,557(**)	,028	1
	Sig. (bilateral)	,161	,023	,321	,146	,000	,000	,000	,000	,868	
	N	39	39	10	39	39	39	39	39	38	39

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **DOR AXIAL**.

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,737	103,556	1	37	,000	-19,974	10,238

La variable independiente es **FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV)**.

Ecuación de regresión: **DOR AXIAL = -19,974 + 10,238·BV/TV**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV)**.

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,737	103,556	1	37	,000	14,258	0,72

La variable independiente es **DOR AXIAL**.

Ecuación de regresión: **BV/TV = 14,258 + 0,72·DOR AXIAL**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **GROSOR TRABECULAR (Tb.Th)**

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficiente estandarizado	t	Sig.
	B	Error típ.	Beta		
1 (Constante)	,134	,023		5,869	,000
DOR AXIAL	,00019	,000	,574	4,266	,000

La variable independiente es **DOR AXIAL**

Ecuación de regresión: **Tb.Th = 0,134 + 0,00019·DOR AXIAL**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **SEPARACIÓN TRABECULAR (Tb.Sp)**

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficiente estandarizado	t	Sig.
	B	Error típ.	Beta	B	Error típ.
1 (Constante)	,468	,030		15,567	,000
DOR AXIAL	-,00033	,000	-,684	-5,711	,000

La variable independiente es **DOR AXIAL**

Ecuación de regresión: **Tb.Sp = 0,468 + 0,00033·DOR AXIAL**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **NÚMERO TRABECULAR (Tb.N).**

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,444	28,764	1	36	,000	1,234	,002

La variable independiente es **DOR AXIAL**

Ecuación de regresión: **Tb.N = 1,234 + 0,02·DOR AXIAL**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **ÍNDICE DEL MODELO ESTRUCTURAL (SMI).**

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,495	32,289	1	37	,000	3,180	-,006

La variable independiente es **DOR AXIAL**

Ecuación de regresión: **SMI = 3,18 - 0,006·DOR AXIAL**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **CONECTIVIDAD INVERSA (Tb.Pf)**

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficiente estandarizado	t	Sig.
	B	Error típ.	Beta		
1 (Constante)	10,306	2,147		4,801	,000
DOR AXIAL	-,02447	,004	-,700	-5,958	,000

La variable independiente es **DOR AXIAL**

Ecuación de regresión: **Tb.Pf = 10,306 - 0,02447·DOR AXIAL**

Tabla 6.10. Porcentaje de hueso (%) de cada una de las biopsias analizadas mediante histomorfometría por medio de microscopía óptica de luz visible (bloque completo), microscopía óptica de campo oscuro (bloque completo), microscopio electrónico de barrido de baja energía (ESEM), y microscopía óptica con tinción de toluidina (cortes de 50 micras).

BIOPSIA	PACIENTE	Luz Visible %HUESO	Campo Oscuro %HUESO	ESEM %HUESO	T. Histológica %HUESO	Media %HUESO
7	MIMN	61,35	41,8	23,97	25,6	42,37
8	CLRR	77,56	75	54,31	49,3	68,96
16	DFL	65,31	82,23	54,68	58,9	67,41
24	MTGV	66,35	64,34	56,25	61,23	62,31
27	MSA	49,49	63,13	37,95	43,72	50,19
32	FMD	82,51	67,75	59,29	62,79	69,85
33	CFA	59,79	39,15	24,5	27,65	41,15
35	JCC2	61,25	66,99	44,47	55,7	57,57
44	FMP2	52,24	58,87	38,34	51,51	49,82
45	FMP3	26,45	51,78	31,03	37,7	36,42

ESEM, microscopía electrónica de barrido de baja energía

Tabla 6.11. Porcentaje de tejido conjuntivo (%) de cada una de las biopsias analizadas mediante histomorfometría por medio de microscopía óptica de luz visible (bloque completo), microscopía óptica de campo oscuro (bloque completo), microscopio electrónico de barrido de baja energía (ESEM), y microscopía óptica con tinción de toluidina (cortes de 50 micras).

BIOPSIA	PACIENTE	Luz Visible %T.CONJUNTIVO	Campo Oscuro %T.CONJUNTIVO	ESEM %T.CONJUNTIVO	T. Histológica %T.CONJUNTIVO	Media %T.CONJUNTIVO
7	MIMN	38,62	57,95	73,7	73,2	56,76
8	CLRR	14,52	15,53	42,75	42	24,27
16	DFL	28,81	12,03	41,42	35,5	27,42
24	MTGV	26,68	25,69	36,54	31,32	29,64
27	MSA	44,39	29,03	51,98	40,88	41,80
32	FMD	16,43	23,32	34,51	22,63	24,75
33	CFA	39,64	58,2	72,48	67,81	56,77
35	JCC2	34,05	27,27	49,27	31,94	36,86
44	FMP2	40,22	35,52	50,88	39,66	42,21
45	FMP3	52,71	32,5	38,97	42,42	41,39

ESEM, microscopía electrónica de barrido de baja energía

Tabla 6.12. Porcentaje de cerámica (%) de cada una de las biopsias analizadas mediante histomorfometría por medio de microscopía óptica de luz visible (bloque completo), microscopía óptica de campo oscuro (bloque completo), microscopio electrónico de barrido de baja energía (ESEM), y microscopía óptica con tinción de toluidina (cortes de 50 micras).

BIOPSIA	PACIENTE	Luz Visible %CERÁMICA	Campo Oscuro %CERÁMICA	ESEM %CERÁMICA	T. Histológica %CERÁMICA	Media %CERÁMICA
7	MIMN	0,03	0,25	2,33	1,2	0,87
8	CLRR	7,92	9,3	2,94	8,7	6,72
16	DFL	4,88	5,74	3,9	5,6	4,84
24	MTGV	6,97	9,97	7,21	7,45	8,05
27	MSA	5,1	6,84	13,03	15,4	8,32
32	FMD	1,06	9,02	6,2	14,58	5,43
33	CFA	0,57	2,65	3,02	4,54	2,08
35	JCC2	4,7	5,74	6,26	12,36	5,57
44	FMP2	7,54	5,61	10,78	11,85	7,98
45	FMP3	20,84	15,72	30	19,88	22,19

ESEM, microscopía electrónica de barrido de baja energía

Tabla 6.13. Análisis de 10 biopsias óseas obtenidas del sitio de colocación de implantes dentales endoóseos mediante histomorfometría convencional con microscopía óptica de luz visible (bloque completo), microscopía óptica de campo oscuro (bloque completo), microscopio electrónico de barrido de baja energía (ESEM), y microscopía óptica con tinción de toluidina (cortes de 50 micras).

MUESTRA 7

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	889596	6464000	246135	756436	
HUESO %	61,35	41,8	23,97	25,6	42,37
T.CONJUNTIVO %	38,62	57,95	73,7	73,2	56,76
CERÁMICA %	0,03	0,25	2,33	1,2	0,87
TOTAL	100	100	100	100	100,00

MUESTRA 8

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	488531	944373	976470	897786	
HUESO %	77,56	75	54,31	49,3	68,96
T.CONJUNTIVO %	14,52	15,53	42,75	42	24,27
CERÁMICA	7,92	9,3	2,94	8,7	6,72
Total	100	99,83	100	100	99,94

MUESTRA 16

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	394592	952167	900612	654678	
HUESO %	65,31	82,23	54,68	58,9	67,41
T.CONJUNTIVO %	28,81	12,03	41,42	35,5	27,42
CERÁMICA	4,88	5,74	3,9	5,6	4,84
TOTAL	99	100	100	100	99,67

MUESTRA 24

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	736372	400092	376980	564782	
HUESO %	66,35	64,34	56,25	61,23	62,31
T.CONJUNTIVO %	26,68	25,69	36,54	31,32	29,64
CERÁMICA	6,97	9,97	7,21	7,45	8,05
Total	100	100	100	100	100,00

MUESTRA 27

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	168740	680932	408829	376586	
HUESO %	49,49	63,13	37,95	43,72	50,19
T.CONJUNTIVO %	44,39	29,03	51,98	40,88	41,80
CERÁMICA	5,1	6,84	13,03	15,4	8,32
Total	98,98	99	102,96	100	100,31

MUESTRA 32

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	435612	889460	921861	879654	
HUESO %	82,51	67,75	59,29	62,79	69,85
T.CONJUNTIVO %	16,43	23,32	34,51	22,63	24,75
CERÁMICA	1,06	9,02	6,2	14,58	5,43
TOTAL	100	100,09	100	100	100,03

MUESTRA 33

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	413725	798885	1258191	978643	
HUESO %	59,79	39,15	24,5	27,65	41,15
T.CONJUNTIVO %	39,64	58,2	72,48	67,81	56,77
CERÁMICA	0,57	2,65	3,02	4,54	2,08
TOTAL	100	100	100	100	100,00

MUESTRA 35

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	268710	896310	668762	500987	
HUESO %	61,25	66,99	44,47	55,7	57,57
T.CONJUNTIVO %	34,05	27,27	49,27	31,94	36,86
CERÁMICA	4,7	5,74	6,26	12,36	5,57
TOTAL	100	100	100	100	100,00

MUESTRA 44

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	344832	907062	438300	467543	
HUESO %	52,24	58,87	38,34	51,51	49,82
T.CONJUNTIVO %	40,22	35,52	50,88	39,66	42,21
CERÁMICA	7,54	5,61	10,78	8,83	7,98
TOTAL	100	100	100	100	100,00

MUESTRA 45

	LUZ VISIBLE	CAMPO OSCURO	ESEM	T.HISTOLÓGICA	MEDIA
PIXELES	315328	951782	646466	776912	
HUESO %	26,45	51,78	31,03	37,7	36,42
T.CONJUNTIVO %	52,71	32,5	38,97	42,42	41,39
CERÁMICA	20,84	15,72	30	19,88	22,19
TOTAL	100	100	100	100	100,00

Tabla 6.14. Correlación entre variables: BV/TV y parámetros histomorfométricos óseos (%HUESO) evaluado por diferentes técnicas microscópicas.

		FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV) %	Luz Visible %HUESO	Campo Oscuro %HUESO	ESEM %HUESO	T. Histológica %HUESO	Media %HUESO
FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV) %	Correlación de Pearson	1	-,030	,518	,634(*)	,726(*)	,406
	Sig. (bilateral)		,934	,125	,049	,017	,245
	N	39	10	10	10	10	10
Luz Visible %HUESO	Correlación de Pearson	-,030	1	,429	,633(*)	,450	,806(**)
	Sig. (bilateral)	,934		,216	,049	,192	,005
	N	10	10	10	10	10	10
Campo Oscuro %HUESO	Correlación de Pearson	,518	,429	1	,884(**)	,844(**)	,867(**)
	Sig. (bilateral)	,125	,216		,001	,002	,001
	N	10	10	10	10	10	10
ESEM %HUESO	Correlación de Pearson	,634(*)	,633(*)	,884(**)	1	,930(**)	,951(**)

T. Histológica %HUESO	Sig. (bilateral)	,049	,049	,001		,000	,000
	N	10	10	10	10	10	10
	Correlación de Pearson	,726(*)	,450	,844(**)	,930(**)	1	,834(**)
	Sig. (bilateral)	,017	,192	,002	,000		,003
Media %HUESO	N	10	10	10	10	10	10
	Correlación de Pearson	,406	,806(**)	,867(**)	,951(**)	,834(**)	1
	Sig. (bilateral)	,245	,005	,001	,000	,003	
	N	10	10	10	10	10	10

* La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral). ** La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **Luz Visible %HUESO.**

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,001	,007	1	8	,934	61,855	-,029

La variable independiente es **FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV).**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **Campo Oscuro %HUESO.**

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,268	2,927	1	8	,125	36,780	,438

La variable independiente es **FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV).**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **ESEM %HUESO.**

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,401	5,363	1	8	,049	13,421	,524

La variable independiente es **FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV).**

Ecuación de regresión: **ESEM % HUESO = 13,421 + 0,524·BV/TV**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **T. Histológica %HUESO.**

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,527	8,912	1	8	,017	13,875	,604

La variable independiente es **FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV).**

Ecuación de regresión: **T. Histológica %HUESO = 13,875 + 0,604·BV/TV**

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: **Media %HUESO.**

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros	
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1
Lineal	,165	1,577	1	8	,245	37,352	,311

La variable independiente es **FRACCIÓN VOLUMÉTRICA ÓSEA (BV/TV).**

7. DISCUSIÓN

7.1. Consideraciones generales.

La mayor parte de los pacientes seleccionados en la presente serie requirió la colocación de varios implantes dentales en maxilar superior y/o mandíbula, aunque por término medio se escogieron 1,67 implantes dentales por paciente. Esto permitió obtener una amplia muestra de 52 biopsias óseas que procedieron de 31 pacientes distintos, con las particularidades diferenciales en el plano histológico e histomorfométrico del conjunto de muestras y, por lo tanto, se pudo confeccionar una serie lo suficientemente amplia para ser representativa de la población de estudio. Finalmente se incluyeron en el estudio analítico 39 de las 52 biopsias antedichas, con lo que, por término medio se analizaron 1,25 implantes por paciente.

La metodología seguida en el presente estudio, referida en la sección de Materiales y Métodos, permitió el establecimiento de una línea de trabajo con el objeto de estudiar las relaciones entre las características de densidad radiológica de los huesos maxilares (maxilar superior y mandíbula) a nivel de los procesos alveolares, región de asiento de los implantes dentales endoóseos estudiados. Todos los casos incluidos en el estudio cumplieron los criterios de inclusión y exclusión citados en la sección de Materiales y Métodos, que han permitido el estudio de los huesos maxilares de pacientes desdentados total o parcialmente sin atrofia maxilo-mandibular y sin patología ósea o metabólica de base. Se excluyeron todos aquellos pacientes que experimentaron procesos infecciosos previos a nivel local, así como cualquier otra entidad nosológica con afectación local del hueso, como quistes de los maxilares, neoplasias o

DISCUSIÓN

traumatismos. La afectación del hueso a nivel local y sistémico observado en enfermedades como la osteoporosis o la osteopetrosis, y procesos adquiridos como la osteoquimionecrosis por bifosfonatos o la osteorradionecrosis tras administración de radioterapia en cabeza y cuello constituyeron motivos para excluir al paciente del estudio. El mero antecedente de la ingesta de bifosfonatos o la administración de radioterapia constituyó motivo suficiente de exclusión.

La homogeneidad en el tipo de implante utilizado en los pacientes incluidos en el estudio, en relación a su longitud y anchura, geometría y propiedades de la superficie implantaria, eliminó los posibles sesgos asociados, que relacionan estas variables con factores como la estabilidad implantaria primaria. También la técnica quirúrgica empleada se mantuvo constante, incluyendo un patrón estándar de introducción de las fresas de diferente diámetro durante la secuencia de fresado para la inserción de los implantes dentales. Esta secuencia de fresado fue la recomendada por el fabricante en relación al uso de guías estereolitográficas. El objetivo metodológico particular en relación con el fresado previo a la colocación del implante, consistió en que todos los implantes seleccionados para el estudio se hubiesen insertado en lechos quirúrgicos con un diámetro final similar, de modo que este parámetro no tuviera influencia sobre la estabilidad implantaria primaria medida mediante AFR. Este requisito es sencillo de obtener en experimentación en modelos animales, por cuanto la viabilidad final del implante dental no es un objetivo primordial, sino, fundamentalmente, el estudio de la interfaz hueso-implante. La mayoría de los modelos pasa por el sacrificio del huésped para el estudio de

DISCUSIÓN

secciones del hueso sobre el que se asienta el implante, por lo que la secuencia de fresado puede ser siempre la misma para todos y cada uno de los implantes insertados. Obviamente, esto no es posible en clínica humana, donde es preciso la consecución de unos estándares mínimos en relación con la estabilidad del implante tras su inserción, que en último término persiguen que el implante sea “viable” al final del proceso de rehabilitación. En el paciente, la presencia de un hueso más o menos denso, que el cirujano percibe de modo subjetivo durante la secuencia de fresado, puede motivar que el mismo, durante el acto quirúrgico, decida introducir una fresa final de un diámetro mayor o menor, siempre con el objeto de conseguir que el implante se inserte con una “firmeza” suficiente en el hueso circundante. Esto persigue en último término la correcta osteointegración del implante, que no es sino la expresión histológica de la viabilidad del mismo.

Es conocida, como se refiere en el apartado de Introducción, la relación directa entre estabilidad implantaria primaria y osteointegración del implante, por lo que el cirujano persigue la consecución de esa estabilidad suficiente en el momento de insertar el implante. Este condicionamiento de base motivó que solo se escogieran para el análisis mediante micro-TC e histomorfometría convencional aquellas biopsias óseas procedentes de sitios implantarios donde la secuencia de fresado hubiese sido la estándar referida en la sección de Materiales y Métodos, con la misma fresa final (fresa de 3,2 mm) y, por lo tanto, con el mismo diámetro final previo a la colocación del implante de 4,0 mm de diámetro. Obviamente, se recogieron una serie de biopsias que finalmente no fueron incluidas en el estudio por haberse extraído de sitios implantarios que

DISCUSIÓN

finalmente requirieron la introducción de fresas finales de diámetros diferentes al de la secuencia estándar, por debajo o por encima de 3,4 mm, en función de la percepción subjetiva por parte del cirujano de hallarse en hueso de mayor o menor “densidad”, respectivamente.

La presencia de edentulismo total de una sola arcada es 35 veces más frecuente en el maxilar que en la mandíbula (*Misch, 2006*). La inclusión de pacientes con edentulismo total en el estudio motivó la preponderancia de la colocación de implantes sobre el maxilar superior (66%) frente a la mandíbula (33%) y, pese a la diferencia porcentual, el estudio no fue diseñado para analizar las posibles diferencias estructurales entre el hueso del maxilar superior y el de la mandíbula sino, concebidos estos de modo global, las propiedades micro-estructurales de los huesos maxilares estudiados por TC de haz cónico. En la presente serie, la proporción hombre:mujer fue 4:5, proporción que preserva aceptablemente la proporcionalidad de género referida previamente en relación con la ausencia de asociación entre sexo y pérdida de dientes, igualmente referido al edentulismo total como al parcial (*Misch, 2006*). También la proporción de implantes dentales analizados en el estudio mantuvo una proporción similar en relación con los sectores anterior y posterior de maxilar superior (2:3) y mandíbula (6:7), permitiendo el análisis potencial de zonas de hueso con diferentes propiedades densitométricas. Un 48,71% de los sitios implantarios analizados fueron los comprendidos en las posiciones de incisivos laterales y caninos, seguido de un 35,89% en las posiciones de los sectores premolares. En estas áreas de los pacientes sin atrofia ósea, la cantidad de hueso en altura y anchura fue óptima para la obtención de biopsias

DISCUSIÓN

de hueso de longitud adecuada para su estudio por micro-TC, longitud que, de modo global, alcanzó una media de 6,25 mm, con el 50% de la muestra entre 5 y 7 mm. Otros segmentos más posteriores, como los molares fueron menos prolíficos para la extracción y análisis de biopsias óseas, por tratarse de áreas con menor altura de hueso que hicieron más difícil la obtención de muestras de longitud adecuada, y por la menor calidad general del hueso, que dificultó el proceso de extracción de biopsias con preservación de su integridad.

Se ha referido que la transición mayor desde una arcada dentaria intacta hasta una situación de edentulismo parcial se produce en el grupo de 35 a 54 años (*Misch*, 2006). La mayor prevalencia de edéntulos parciales o totales en la serie analizada se sitúa en el grupo etario entre los 51 y los 75 años (50%), seguido del grupo con edad comprendida entre 26 y 50 años (35,29%), con una media de edad para los varones situada en 49,75 años, y para las mujeres en 52,54 años. Un 50% de la serie se concentra en el segmento entre los 40 y los 60 años, dato que refleja la normalidad de la misma en relación con la población general.

La metodología empleada en el análisis de la densidad ósea radiológica (DOR) a partir de las imágenes en formato DICOM obtenidas por medio de TC de haz cónico permitió la comparación directa y no sesgada de esta variable con dos variables principales del estudio en cada uno de los sitios implantarios seleccionados: 1) la fracción volumétrica ósea (BV/TV) de cada biopsia obtenida por medio del análisis con micro-TC; 2) la estabilidad implantaria primaria obtenida por medio del análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) de cada implante dental. La herramienta de medición de la DOR en el

DISCUSIÓN

programa informático de planificación de la colocación de implantes consistió en una esfera de 2 mm de diámetro, que obtenía un valor de DOR promedio en el volumen de interés, en unidades NTC. Este volumen de interés comprendía 33,51 mm³, resultado de aplicar la fórmula del volumen de la esfera $(4/3)\pi r^3$, y la herramienta de medición aportaba un valor de DOR resultante de promediar cada uno de los valores de DOR de los píxeles de la imagen contenidos en ese volumen de interés.

Para el estudio de la relación de la DOR con las propiedades microestructurales del hueso in vivo, en especial la fracción volumétrica ósea (BV/TV), en el sitio de colocación del implante planificado, era preciso obtener una biopsia de hueso cuyo diámetro fuera idéntico al de las esferas de medición de la DOR, es decir 2 mm, y además se extrajera del sitio exacto donde se había planificado la colocación del implante de interés y de donde se había calculado su DOR. La primera premisa se consiguió empleando una trefina para la obtención de biopsias en forma de cilindro de 2 mm de diámetro, mientras que la segunda se consiguió por medio de férulas estereolitográficas, que permitieron la transferencia exacta de la posición y orientación del implante planificado desde las imágenes del TC de haz cónico en el programa de planificación hasta el hueso maxilar en la boca del paciente durante el acto quirúrgico.

Además, se midieron las DOR de varias esferas a lo largo del eje mayor del implante (para el cálculo de la DOR axial) y a lo largo de las superficies de contacto hueso-implante mesial y distal (para el cálculo de las DOR paraxial mesial y distal y, como resultado de promediar ambas, la DOR paraxial, tanto a

DISCUSIÓN

nivel del hueso cortical como a nivel del hueso medular). El cálculo de la DOR axial se efectuó mediante el cálculo de la media aritmética de las DOR de 5 esferas equidistantes situadas a lo largo del eje mayor del implante en una longitud similar a la longitud de la biopsia ósea obtenida por trefinado. Este procedimiento de medición de la DOR axial permitió adquirir un valor global de la DOR del hueso en el cual se habría de insertar el implante. Esta consecución de esferas de 2 mm a lo largo del eje mayor del implante proporcionó una serie de ventajas metodológicas al estudio:

- 1) Se obtuvo una forma de cilindro que se corresponde con el cilindro de hueso obtenido en el acto quirúrgico mediante el uso de trefinas.
- 2) La medición de la DOR axial se realiza en la parte central, núcleo o “core” de la posición planificada del implante, ya que las esferas se miden a lo largo del eje mayor del mismo. Esta medición de la DOR axial se corresponde exactamente con la posición de la biopsia de hueso en la parte central del sitio en el que se coloca el implante en el hueso maxilar.
- 3) El diámetro de las esferas (2 mm) y la longitud (variable) a lo largo del eje mayor del implante sobre el que se calculan en el programa de planificación, se corresponden exactamente con el diámetro y longitud de las biopsia cilíndrica de hueso obtenida del sitio de colocación del implante en el acto quirúrgico.
- 4) El proceso de trefinado para la obtención de la biopsia cilíndrica de 2 mm de diámetro no afecta a la inserción del implante de 4,0 mm de

DISCUSIÓN

diámetro, ya que se extrae de la posición central del mismo, y el diámetro de la cavidad residual es menor que el diámetro de la fresa final (3,4 mm) previa a la inserción del implante.

De este modo, se obtuvo una información exacta de las características micro-estructurales del hueso en el que asentó el implante sin alterar sus propiedades mecánicas de inserción. A partir de la metodología de cálculo de la DOR axial y por medio de la transferencia de la posición y orientación del implante por férulas quirúrgicas estereolitográficas se pudo correlacionar las propiedades densitométricas radiológicas con las propiedades micro-estructurales del hueso, con un margen de error muy pequeño, previamente contrastado en otros estudios (ver apartado 7.2). Este grado de precisión confirió al estudio la seguridad de que las biopsias de hueso analizadas por micro-TC se correspondían fielmente con los volúmenes de hueso analizados para el cálculo de la DOR a partir de las imágenes de TC de haz cónico.

Con respecto al estudio de la relación entre DOR y estabilidad implantaria primaria, no era posible realizarlo a partir de la DOR de la parte central o núcleo del implante planificado, puesto que precisamente este núcleo o “core” era extraído completamente a modo de biopsia de hueso previamente a la inserción del implante. De ninguna manera las propiedades densitométricas de este hueso podían tener una relación directa con la estabilidad implantaria primaria medida por AFR, toda vez que el implante se insertaba en hueso situado a cierta distancia del hueso obtenido por trefinado. El diámetro de la biopsia obtenida era de 2 mm y, por lo tanto, la cavidad residual previo al fresado tenía 2 mm de diámetro (1 mm de radio). Tras la inserción de la fresa

DISCUSIÓN

final de 3,4 mm, el lecho implantológico adquiriría un diámetro de 3,4 mm (1,7 mm de radio), diámetro que aumentaría hasta 4 mm (2 mm de radio) con la inserción del implante. El contacto de la superficie del implante con el hueso se produciría a una distancia del eje del implante entre 1,7 mm y 2 mm, y por tanto entre 0,7 mm y 1 mm más periféricamente que el hueso evaluado densitométricamente mediante la DOR axial a nivel del eje implantario.

Considerando además que la técnica del AFR mide la estabilidad del implante como función de la rigidez del complejo hueso-implante y que, por lo tanto, se trata de un método objetivo que mide la micro-movilidad “lateral” del implante dental en varias fases del proceso de osteointegración, el valor de DOR axial, que habría sido calculado a partir de varias esferas densitométricas en la parte “central” y no “lateral” del implante planificado, a partir de 0,7 mm hasta 1 mm centrípetamente desde la superficie del implante, no podía servir para correlacionarlo con el valor del AFR. Para este fin se calculó la DOR paraxial, concebida a partir de la ponderación de la DOR paraxial mesial y la DOR paraxial distal, por cuanto se quiso evaluar la densidad ósea del hueso situado a ambos lados de las superficies mesial y distal del implante y, de este modo, tener una aproximación al concepto fisiológico de micro-movilidad “lateral” del implante como base del AFR. Además se introdujo la diferenciación de DOR paraxial medular y cortical para observar la posible diferencia de comportamiento entre el hueso cortical y medular en relación a la estabilidad primaria del implante, hecho referido previamente en la literatura (Seong y cols., 2009).

DISCUSIÓN

Como se detalla en la sección de Materiales y Métodos, para la medición de la DOR paraxial medular, se emplearon también 10 esferas de 2 mm de diámetro a lo largo de la superficie de contacto hueso-implante (5 por distal y 5 por mesial) pero, a diferencia de la DOR axial que se calculó a lo largo del eje del implante hasta una distancia desde la cabeza del implante marcada por la longitud de la biopsia y en la que la DOR de una de las 5 esferas procedía de la región de hueso cortical (**Fig.7.1**), en el cálculo de la DOR paraxial medular la distancia sobre la que se situaron las 5 esferas equidistantes mesiales y las 5 esferas equidistantes distales vino marcada por la longitud total del segmento que ocupaban las espiras del implante (**Fig.7.2**).

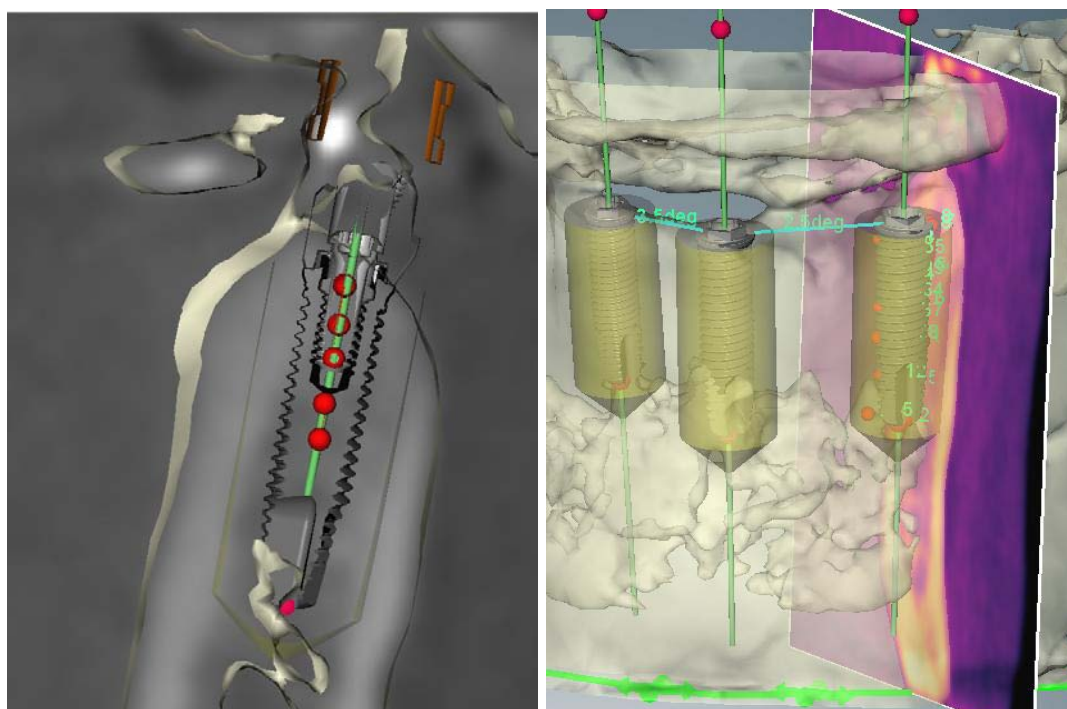


Fig.7.1. A. Planificación de la posición de implantes dentales mediante el programa NobelGuide™ a partir de las imágenes de TC de haz cónico en un paciente desdentado mandibular total. **B.** Corte sagital perpendicular al plano oclusal, en la que se visualiza la posición del implante planificado a

nivel mandibular. Medición de la DOR axial a lo largo del eje mayor del implante en una distancia similar a la longitud de la biopsia obtenida.

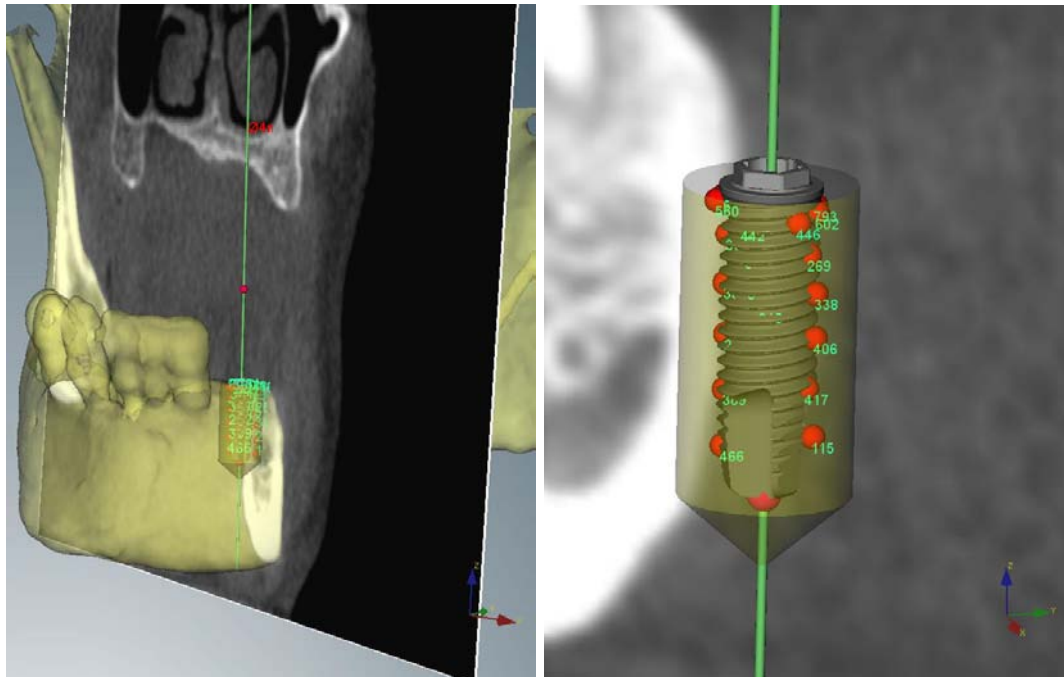


Fig.7.2. Planificación de la posición de un implante dental en la posición 33 mediante el programa NobelGuide™ a partir de las imágenes de TC de haz cónico en un paciente desdentado mandibular parcial. **A.** Vista general en 3D. **B.** Vista del implante en 3D. Medición de la DOR paraxial cortical y medular en las superficies de contacto hueso-implante mesial y distal, mediante el uso de la herramienta de medición de la densidad ósea radiológica en unidades NTC por medio de esferas de 2 mm de diámetro.

Esta metodología para el cálculo de la DOR a partir de imágenes de TC de haz cónico es extrapolable a las imágenes de TC médica convencional, diferencia la posible influencia del hueso cortical y medular en la determinación de la estabilidad implantaria primaria evaluada por AFR, y permite comparar los valores de DOR en un determinado sitio implantario de modo simultáneo con:

- 1) las variables micro-estructurales del hueso analizadas a partir de una biopsia

DISCUSIÓN

a nivel del núcleo del implante planificado; y 2) con los valores del AFR calculados en el momento de la inserción del implante. Mediante esta metodología evitamos los posibles sesgos de selección achacables a otros estudios como el de *Turkylmaz y cols.* (2007) en los que la correlación entre las unidades de Hounsfield del TC convencional y el AFR se realiza a partir de mediciones de la parte central del implante planificado, y no se la superficie de contacto hueso-implante (**Fig.7.3**).

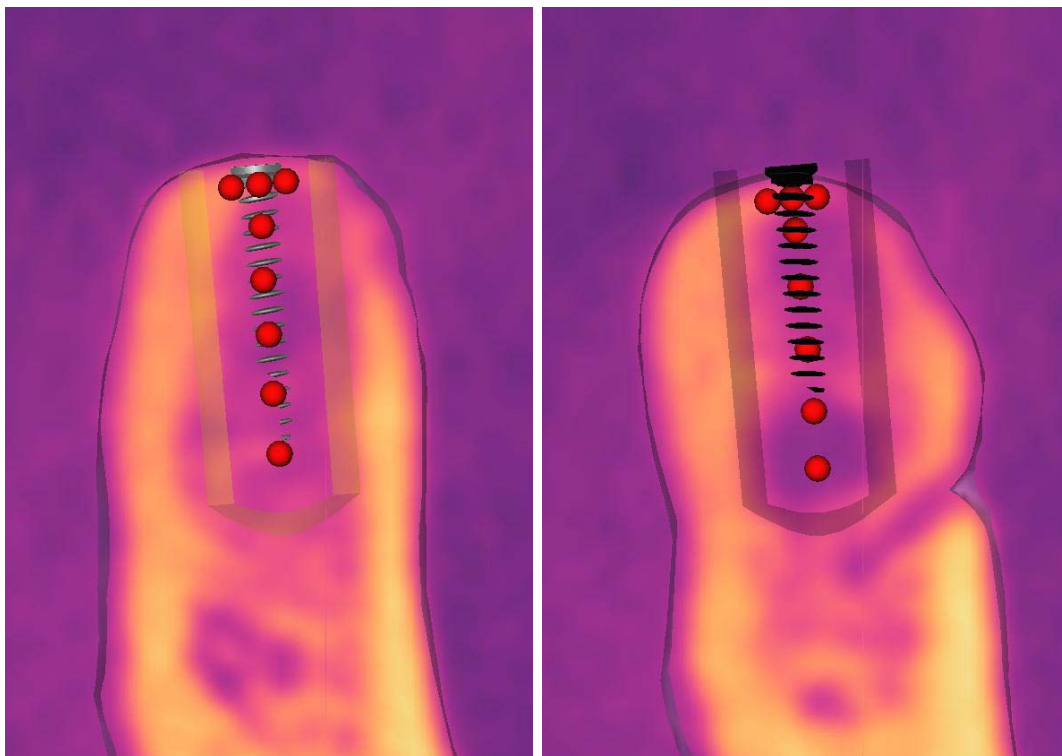


Fig.7.3. Corte sagital perpendicular al plano oclusal de imagen de TC de haz cónico procesada por el programa de planificación pre-operatoria NobelGuide™, en la que se visualiza la posición del implante planificado.

Medición de la DOR paraxial cortical y medular en las superficies de contacto hueso-implante mesial (**A**) y distal (**B**), mediante el uso de la herramienta de medición de la densidad ósea radiológica en unidades NTC por medio de esferas de 2 mm de diámetro.

DISCUSIÓN

En resumen, debido a la variación potencial de las mediciones de DOR en el sitio implantario en función de la presencia de hueso cortical o medular, la determinación de la DOR media en las imágenes obtenidas mediante TC de haz de cono en el presente estudio se realizó en dos fases:

- 1) Medición de la densidad ósea radiológica media del núcleo del sitio de colocación del implante, en forma de cilindro de diámetro 2 mm y longitud similar a la longitud de la biopsia ósea obtenida. La densidad media, como se detalla en la sección de Materiales y Métodos, fue obtenida por la ponderación de mediciones repetidas a nivel del hueso cortical y medular del sitio de colocación del implante.
- 2) Medición de la densidad ósea radiológica media en la periferia del implante, correspondiente con la inserción de las espiras del mismo, a nivel mesial y distal, y diferenciando el valor de densidad media obtenido por la ponderación de mediciones repetidas a nivel del hueso cortical del obtenido a nivel del hueso medular, en el sitio de colocación del implante.

Esta parcelación en la obtención de los valores de DOR permitió el estudio de la posible correlación con los valores histomorfométricos obtenidos mediante micro-TC y los valores de estabilidad implantaria primaria obtenidos mediante AFR.

7.2. Respecto de la utilización de la TC de haz cónico.

DISCUSIÓN

Como se ha comentado en el apartado de Introducción, existen ventajas inherentes a la utilización de la TC de haz de cono en comparación con la TC médica convencional en el territorio de los huesos maxilares, sobre todo en términos de reducción de la dosis recibida por el paciente, así como en comparación con la ortopantomografía (OPG), sobre todo en términos de precisión diagnóstica.

Con respecto a la emisión de radiación, la media de la dosis de radiación absorbida de la TC haz cónico es de aproximadamente 12 mSv (microSieverts) o 0,62 mGy, según los autores (*Sukovic*, 2003). Esta dosis es el 25% de la radiación de una típica ortopantomografía (OPG). Adicionalmente, la TC médica convencional emplea unas dosis de radiación 40 a 60 veces mayor que las dosis de la TC de haz cónico. *Sukovic* (2003) ha cuestionado la relación riesgo/beneficio de la TC médica convencional cuando se aplica al estudio de los huesos maxilares, debido sobre todo a alta radiación recibida por el paciente. Esto es mayormente cuestionable cuando la finalidad del estudio no es otra que la planificación preoperatoria de la colocación de implantes en los huesos maxilares para la rehabilitación dental implantosoportada.

En relación con la calidad de la imagen proporcionada por la TC de haz cónico, su comparación con respecto a la OPG en la medición de la distancia interforaminal ha sido referido previamente (*Madrigal y cols.*, 2008). Estos autores observaron un valor mayor en la distancia interforaminal de las mediciones en la OPG, debido posiblemente a que la imagen del foramen mentoniano no se correspondía siempre con la propia estructura. La precisión en la técnica de imagen no es solo importante para evitar el daño de

DISCUSIÓN

estructuras nobles derivado de la colocación de los implantes dentales, sino también para determinar con exactitud la cantidad de hueso disponible y establecer de modo pre-operatorio que existe suficiente hueso alrededor del implante, con objeto de evitar la necrosis del mismo y el fracaso de la osteointegración (**Fig.7.4, Fig.7.5, Fig.7.6, Fig.7.7, Fig.7.8**).

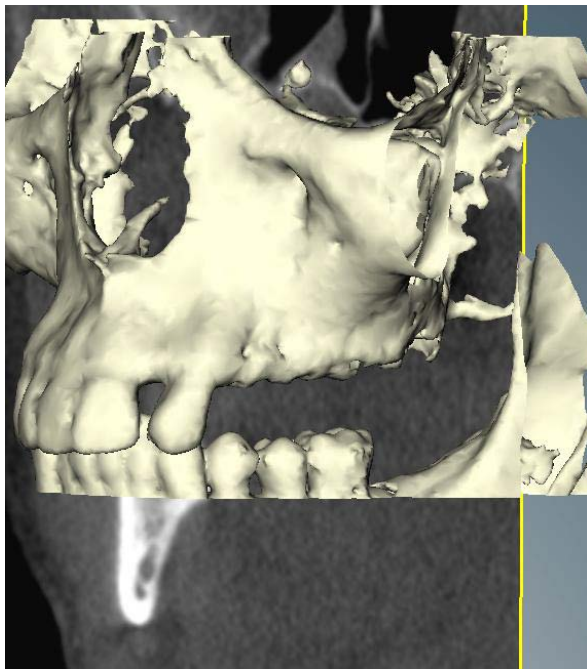


Fig.7.4. Paciente de la biopsia 8. Visualización del maxilar superior mediante reconstrucción 3D de imágenes de TC de haz cónico, previo a la planificación de colocación de implantes dentales.

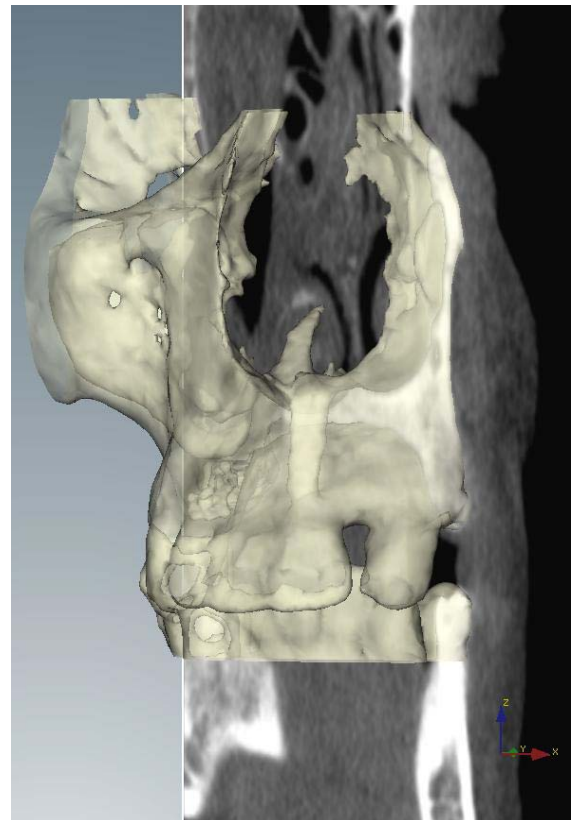


Fig.7.5. Paciente de la biopsia 8. Plano de corte del hueso maxilar en la imagen 3D para la visualización de la sección de hueso maxilar sobre el que se planifica la colocación del implante dental.

DISCUSIÓN

En relación con este último apunte, *Bolin y cols.* (1996), considerando que los diferentes sistemas de implantes dentales endoóseos varían entre 3 y 5 mm de diámetro, concluyeron que la dimensión bucolingual del hueso alveolar debía estar comprendida entre 5 y 6 mm.

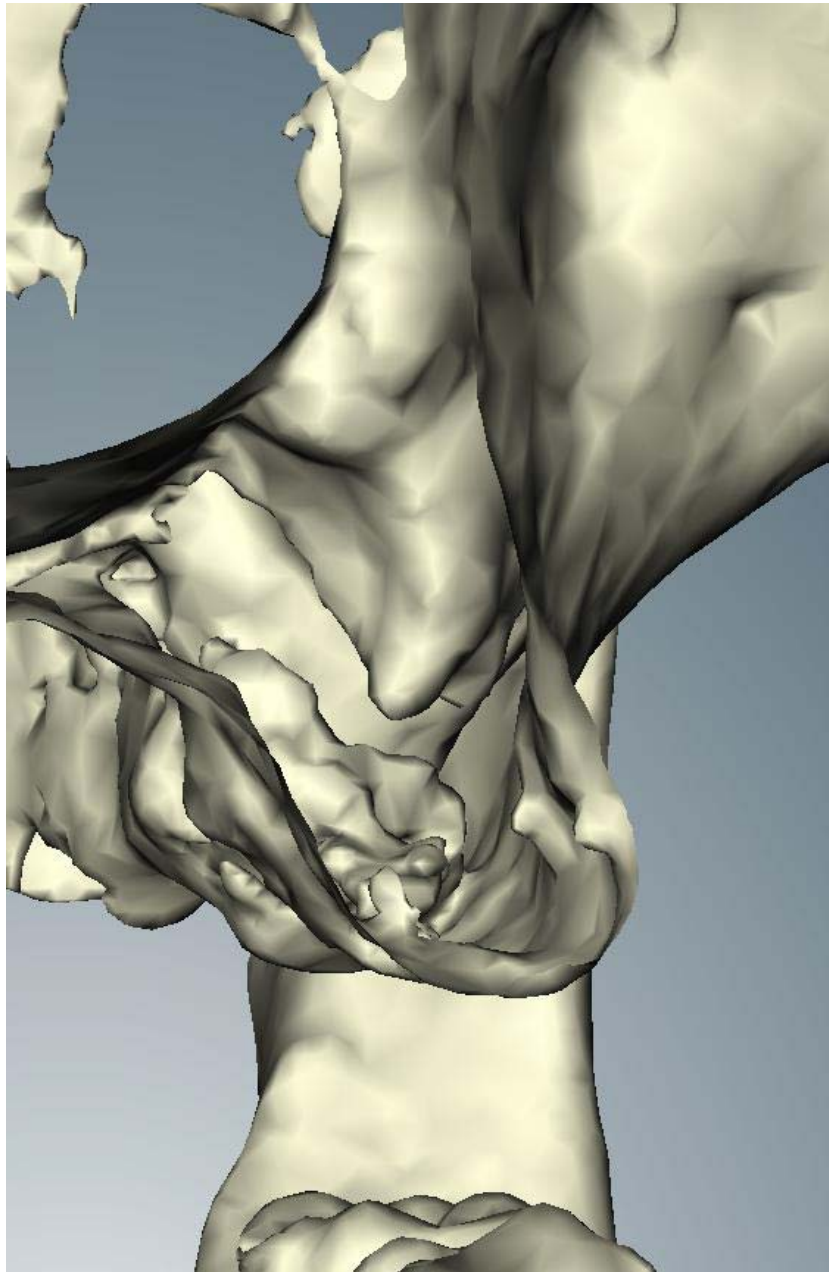


Fig.7.6. Paciente de la biopsia 8. Sección 3D en la posición del hueso maxilar sobre el que se planifica la colocación del implante dental.

Como parte de los criterios de inclusión, los pacientes la serie analizada presentaban un edentulismo maxilomandibular parcial o total con ausencia de atrofia ósea de los procesos alveolares, por lo que la dimensión bucolingual se presentó inalterada y suficiente para la inserción de implantes dentales de 3,75

DISCUSIÓN

mm de diámetro. Esta circunstancia es fundamental en el estudio del hueso nativo no injertado donde se pretende la inserción de implantes con una probabilidad de éxito predecible.

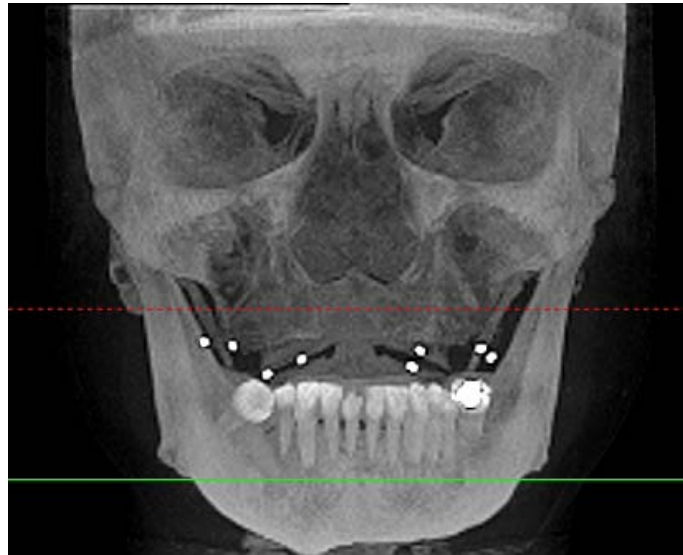


Fig.7.7. Imagen de TC de haz cónico de la paciente de la biopsia 6 con férula radiológica baritada.



Fig.7.8. Imagen panorámica obtenida por TC de haz cónico de la paciente de la biopsia 6.

DISCUSIÓN

En sintonía con el estudio anterior y en aras de validar la precisión diagnóstica de la TC de haz cónico en los huesos maxilares, *Madrigal y cols.* (2008) observaron que para preservar una anchura alveolar interforaminal bucolingual de 5 mm era preciso reducir la altura máxima del hueso alveolar un 13,5% en la línea media mandibular, un 10,5% a 1 cm a cada lado de la línea media, y un 9,2% en las áreas distales, mediales al foramen. Sin embargo para preservar 6 mm de anchura era preciso eliminar un 18,5% de la altura máxima en la línea media, un 16,2% a 1 cm a cada lado de la línea media, y un 12,6% en las áreas distales, mediales al foramen. Estos autores recomiendan la realización de TC de haz cónico para caracterizar adecuadamente el hueso desdentado en las 3 dimensiones, y localizar los posibles déficits óseos a nivel de la sector anterior mandibular.

En el estudio comparativo de la precisión de estas diferentes modalidades diagnósticas, es preciso analizar el porqué de la mayor precisión diagnóstica de la TC de haz cónico en relación con la TC médica convencional en el área de los huesos maxilares. La TC médica convencional genera imágenes de los planos transaxiales mediante el empleo de detectores sólidos y una fuente de rayos X que rota alrededor del paciente. Comparada con la OPG, que es una imagen en dos dimensiones de varios planos superpuestos unos encima de otros, la imagen de la TC médica convencional tiene mayor contraste con mayor resolución espacial (*Michael*, 2001). Las imágenes de la TC son reconstruidas matemáticamente a partir de un incremento de imágenes que genera imágenes medias reconstruidas, de tal suerte que se generan errores por existir pequeños espacios carentes de información entre los cortes. Estos

DISCUSIÓN

espacios están ajustados en los algoritmos del programa, resultando en errores de 1 a 1,5 mm. El empleo de la TC de haz cónico evita los errores de los escáneres médicos convencionales debido a la acumulación de datos de una rotación de 360° alrededor de la cabeza del paciente. Los algoritmos en la TC de haz cónico son muy predictibles porque no existen espacios entre los cortes, de ahí que se eliminen la distorsión y la magnificación. El margen de error en la TC de haz cónico es inferior a 0,1 mm. Algunos autores han demostrado que la tecnología de la TC de haz cónico es más exacta que la TC médica convencional (*Hashimoto & Kawashima, 2006*).

También *Araki y cols. (2004)*, *Guerrero y cols. (2006)* y *Loubele y cols. (2006)* han destacado las bondades del uso de la TC de haz cónico en relación con la TC médica convencional en la planificación preoperatoria de la colocación de implantes dentales por la mejora de la imagen reconstruida, la reducción de los costes y la reducción de la radiación que recibe el paciente. Estas características han motivado la gradual introducción de la TC de haz cónico en clínica para el estudio del paciente desdentado susceptible de rehabilitación dental implantosoportada, situación esta en la que la correcta situación y orientación del implante en el hueso maxilar en las 3 dimensiones del espacio es fundamental (**Fig.7.9**, **Fig.7.10**, **Fig.7.11**). Por lo tanto, y en el contexto filosófico de la utilización de una herramienta diagnóstica más inocua, más barata y con una calidad de imagen óptima para el estudio de los huesos maxilares y, dada la ausencia de estudios acerca de la determinación de la densidad ósea con TC de haz cónico (no así para la TC médica convencional), el presente estudio ha tratado de abordar, entre otras, la predictibilidad de esta

DISCUSIÓN

técnica en la determinación preoperatoria de la DOR en una serie amplia en clínica humana.

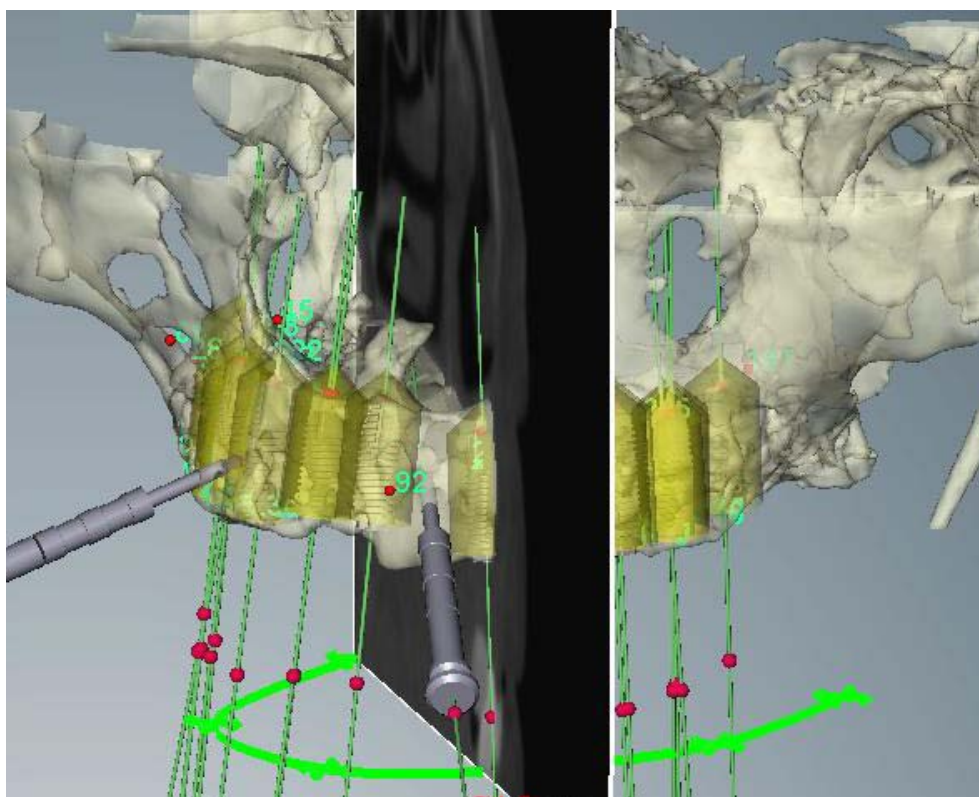


Fig.7.9. Paciente de la biopsia 6. Planificación preoperatoria de la posición y orientación de implantes dentales endoóseos en el maxilar superior desdentado total, a partir de la reconstrucción 3D de las imágenes de TC de haz cónico.

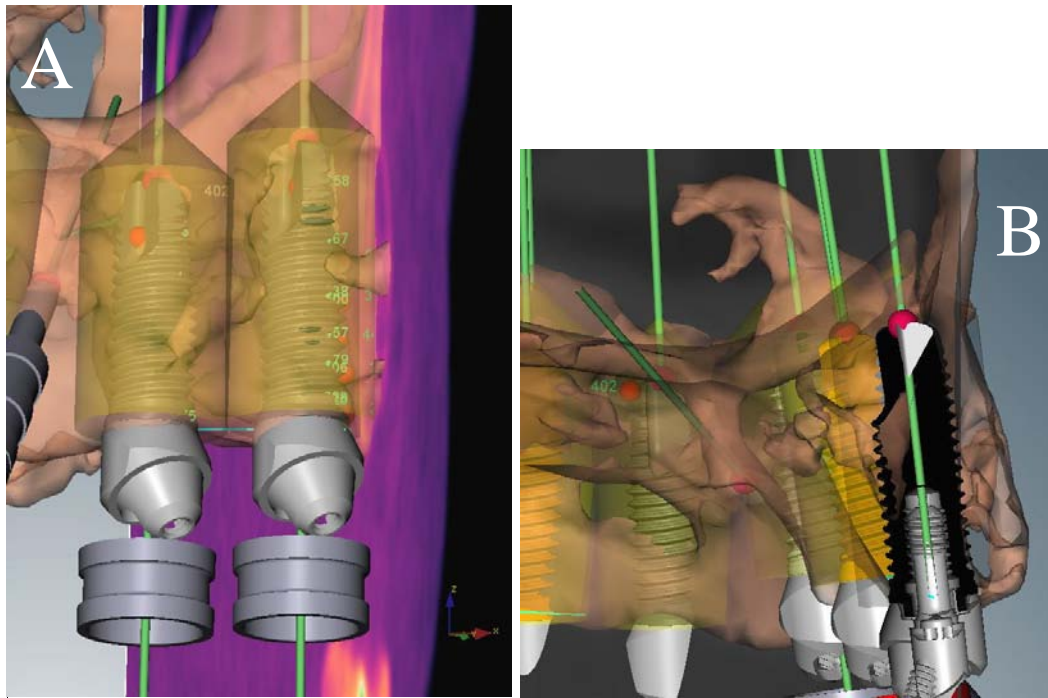


Fig.7.10. Paciente de la biopsia 6. Detalle de la planificación preoperatoria de la colocación de implantes de la Fig.7.6. **A.** Visualización 3D de la situación de los implantes dentales y su angulación mesiodistal. **B.** Visualización 3D de la situación de los implantes dentales y su orientación bucolingual.

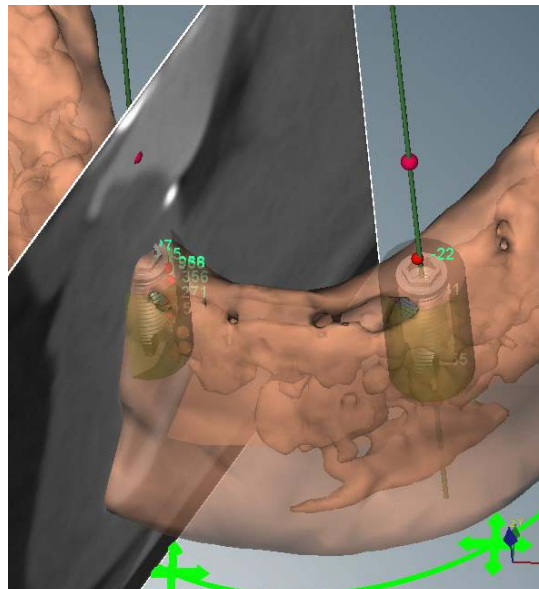


Fig.7.11. Paciente de la biopsia 4. Planificación pre-operatoria de la colocación de dos implantes dentales endoóseos de a nivel mandibular.

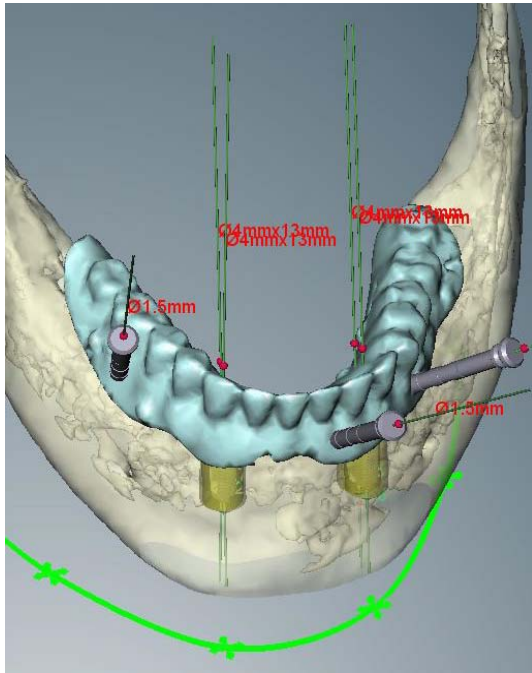


Fig.7.12. Paciente de la biopsia 4. Planificación pre-operatoria de la colocación de dos implantes dentales endoóseos a nivel mandibular y diseño de la férula quirúrgica.

7.3. Respecto de la utilización de guías o férulas quirúrgicas en la transferencia de la planificación de la colocación de implantes dentales endoóseos.

El advenimiento de la técnica de estereolitografía, anteriormente comentada, ha permitido la transferencia de la información de la posición planificada de los implantes dentales desde los programas informáticos de tratamiento de las imágenes de TC de haz cónico hasta la cirugía, por medio de la confección de férulas o guías quirúrgicas de polímero plástico. De hecho, *Fortin y cols.* (2000) inventaron una herramienta mecánica especialmente diseñada para transferir la dirección del eje del implante planificado de modo preoperatorio a una férula quirúrgica, por medio de una máquina de fresado con control numérico. Utilizando una máquina de estereolitografía, se inyecta polímero líquido que es tallado por un haz de láser de acuerdo con los datos de la imagen de TC, con

DISCUSIÓN

la generación de túneles a través del polímero con la dirección del eje y posición planificados para cada implante. Estas guías con los diámetros de fresados de osteotomía quirúrgica en una secuencia de inserción específica pueden ser osteosoportadas, dentosoportadas o mucosoportadas.

Diversos estudios clínicos han demostrado que las guías quirúrgicas estereolitográficas permiten una mejora en la colocación del implante, y que estas guías permiten la transferencia precisa de un plan predeterminado de tratamiento directamente al campo quirúrgico (*Resnik y cols.*, 2009). Los resultados obtenidos a partir de las imágenes obtenidas con la TC, acoplados a un sistema de guiado por imagen han revelado una gran precisión en la transferencia de las direcciones de los implantes planificados, por medio de estas máquinas de fresado, concretamente 0,2 mm de traslación y $<1,1^\circ$ de rotación (*Fortin y cols.*, 2002).

Debido a que la topografía se obtiene a partir de los datos de la TC, este proceso es más adecuado para las guías de apoyo óseo con amplias zonas desdentadas. Los pacientes con edentulismo total en la presente serie fueron sometidos a la planificación preoperatoria de colocación de implantes sobre amplias zonas desdentadas en maxilar superior y mandíbula. También se realizó la planificación preoperatoria de la colocación de implantes dentales en los pacientes con edentulismo maxilar o mandibular parcial. En todos los casos, una vez realizada la planificación de la colocación de los implantes (**Fig.7.11**, **Fig.7.12**), la transferencia de dicha información al acto quirúrgico se realizó por medio de la elaboración de férulas quirúrgicas estereolitográficas (**Fig.7.13**, **Fig.7.14**). Como detallamos más arriba, estadísticamente hablando, solo se

DISCUSIÓN

analizaron por término medio 1,25 implantes por cada paciente, a pesar de que un número importante de ellos requirió rehabilitaciones completas de maxilar superior o mandíbula, y la inmensa mayoría requirieron la colocación de más de un implante unitario. Es decir, solamente se analizaron 5 implantes planificados por cada 4 pacientes tratados. A pesar de prolongar el estudio en tiempo y recursos, esta actitud permitió contar con una muestra amplia de pacientes (31), con el objeto de aumentar la variedad de los tipos de hueso analizados y, por lo tanto, evitar potenciales sesgos de selección.

Algunos estudios han posibilitado la verificación de la precisión de las férulas quirúrgicas elaboradas mediante estereolitografía. Obviamente, este no ha sido el objeto del presente estudio y, por lo tanto, la evidencia de los estudios previos se ha considerado suficiente para sustentar con firmeza la metodología del presente trabajo. No en vano, la precisión en la transferencia de la información de la colocación de implantes dentales desde el programa informático hasta el campo quirúrgico ha sido uno de los pilares metodológicos fundamentales del presente estudio. Sin esta evidencia, la relación entre los datos de DOR calculados en la imagen de la TC de haz cónico y los datos de las variables micro-estructurales de la micro-TC de las biopsias óseas no podría haberse estudiado de forma precisa, ya que la obtención exacta de hueso del sitio específico donde se ha planificado el implante es condición *sine qua non* para establecer o descartar cualquier tipo de correlación.



Fig.7.13. Férulas estereolitográficas de maxilar superior (arriba) y mandíbula (abajo) elaborada a partir de la planificación preoperatoria de la colocación de implantes dentales endoóseos en paciente con edentulismo maxilar y mandibular totales.

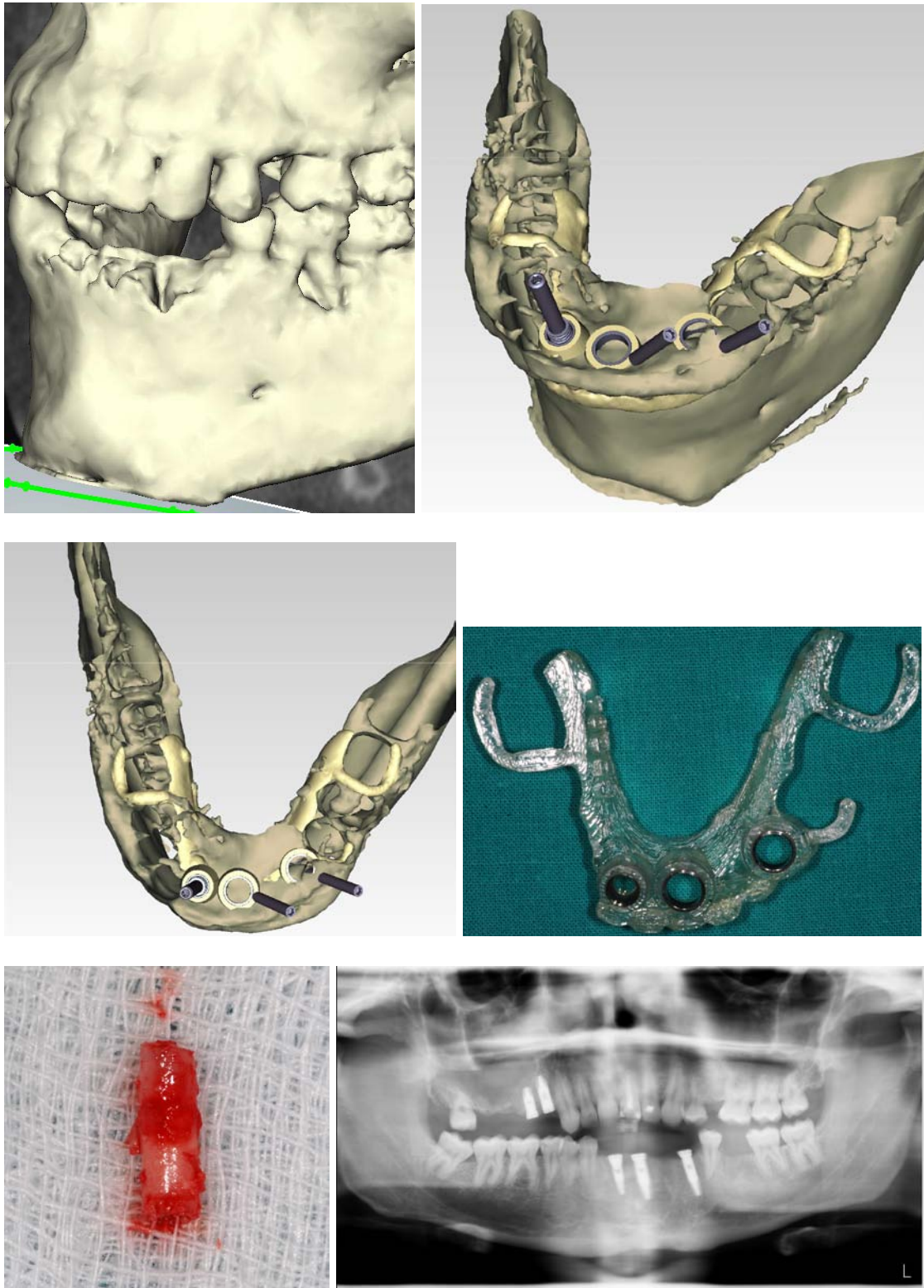


Fig.7.14. Paciente de la biopsia 17. Obtención de férula quirúrgica estereolitográfica para inserción de implantes en sector anterior mandibular desdentado parcial. Obtención de biopsia en uno de los sitios implantarios.

DISCUSIÓN

Sarment y cols. (2003), en un estudio in vitro, utilizaron la técnica CAD/CAM, mencionada en la sección de Introducción, para la elaboración de una guía quirúrgica a partir de un modelo estereolitográfico y lo compararon con la utilización de una férula quirúrgica convencional obtenida a partir de una férula radiológica. Para la planificación de la colocación de implantes de forma virtual emplearon el software Simplant® (Materialise Dental, Leuven, Belgium). Encontraron en el grupo de los implantes colocados mediante férula quirúrgica convencional que las desviaciones medias entre lo planificado y lo ejecutado fue de 1,5 mm en la entrada y 2,1 mm en el ápice del implante, en comparación con la desviación media de 0,9 mm a la entrada y 1 mm en el ápice en el grupo de implantes colocados a partir de la férula quirúrgica basada en el modelo estereolitográfico. Afirmaron que se podía realizar la cirugía de colocación de implantes de forma más exacta a partir de férulas estereolitográficas por el sistema CAD/CAM y concluyeron que esto podía tener implicaciones clínicas en los casos en los que se requiriera la colocación de múltiples implantes paralelos, donde el grado de ajuste fino es fundamental en caso de requerirse la colocación de una prótesis dental implantosoportada única.

Algunos autores, como *Di Giacomo y cols.* (2005) han comprobado la fiabilidad de la colocación de implantes dentales a través de guías quirúrgicas estereolitográficas mediante la obtención de TC post-operatorias que se superpusieron a las TC preoperatorias con la planificación de los implantes. Observaron una diferencia de $7,25 \pm 2,67$ grados entre el implante planificado y el obtenido. Las diferencias en las distancias entre el implante planificado y el



Fig.7.15. Cirugía de colocación de implantes dentales mediante el uso de las férulas quirúrgicas estereolitográficas mucosoportada de maxilar superior (arriba) y mandíbula (abajo) en el caso de la figura 7.9.

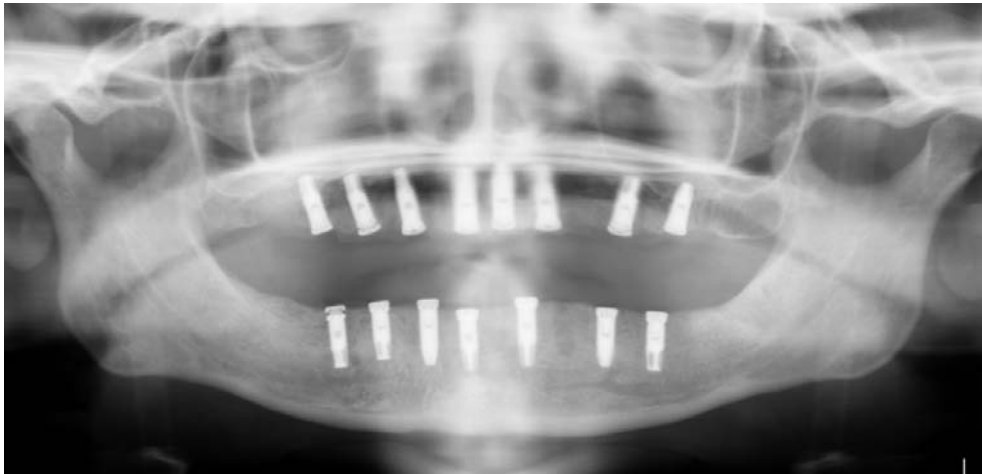


Fig.7.16. Ortopantomografía post-operatoria tras la colocación de implantes dentales con el uso de guía quirúrgica estereolitográfica en el paciente con edentulismo maxilomandibular total referido en las figuras 7.9 y 7.10.

obtenido, en el hombro del implante fue $1,45 \pm 1,42$ mm, y en el ápex del implante $2,99 \pm 1,77$ mm. Para todas las férulas quirúrgicas se observó una diferencia en las distancias preoperatoria y final a nivel del ápice del implante mayor que a nivel del hombro del mismo. Los autores afirman que es posible que la utilización de tornillos de estabilización o anclaje de la férula quirúrgica al

DISCUSIÓN

hueso pueda disminuir las diferencias en las medidas entre los implantes planificados y los implantes colocados, en los casos de férulas quirúrgicas osteosoportadas. Como se advierte en la sección de Materiales y Métodos, todas las férulas quirúrgicas de los casos de la presente serie, mucosoportadas, fueron estabilizadas mediante pines de anclaje al hueso o mandíbula, que minimizaron el riesgo de error por movilidad de la guía en boca.

Recientemente, en relación con el uso de férulas quirúrgicas estereolitográficas a partir de la planificación pre-operatoria sobre imágenes obtenidas específicamente por TC de haz de cono, *Nickenig & Eitner* (2007), en una serie de 102 pacientes que recibieron 250 implantes, demostraron la eficacia del procedimiento. La técnica facilita la evaluación preoperatoria del tamaño de los implantes, su posición, y las complicaciones anatómicas potenciales que se derivan de la colocación de los mismos.

Todos estos hallazgos previos han permitido el establecimiento de una metodología segura en la transferencia de información desde la planificación pre-operatoria de la colocación de implantes en el ordenador hasta el paciente en el acto quirúrgico. La metodología empleada en este estudio en relación a la utilización de guías quirúrgicas estereolitográficas permitió: 1) la colocación de los implantes dentales endoóseos en la posición planificada en el maxilar superior y la mandíbula con un alto grado de precisión (**Fig.7.15**, **Fig.7.16**), ya referido por otros autores; y 2) la obtención de biopsias óseas en forma de cilindro de 2 mm en la posición central del sitio de colocación de los implantes dentales endoóseos, con una precisión análoga a la referida para la colocación de los mismos. Esta precisión a la hora de obtener las biopsias óseas permitió

DISCUSIÓN

comparar los valores de la variable DOR axial obtenidos en los sitios de colocación de los implantes en las imágenes del TC de haz cónico con los valores de las variables micro-estructurales obtenidas por micro-TC.

7.4. Respecto de la medición de la Densidad Ósea Radiológica (DOR) mediante TC de haz cónico.

Existen pocos precedentes bibliográficos en relación con el estudio de la utilización de la TC de haz cónico en la medición de los valores de DOR expresada en unidades NTC. Para establecer una base de conocimiento es preciso, por lo tanto, retrotraerse al análisis de los estudios de densidad de los huesos maxilares obtenidos mediante TC médica convencional, aunque es preciso remarcar que con la utilización de TC de haz cónico se habla de “densidades óseas” expresadas como número TC (NTC) y no de unidades Hounsfield (UH) propiamente dichas, como ocurre con la TC médica convencional.

En esta línea, algunos autores (*Norton & Gamble, 2001*) han estudiado la “calidad” del hueso maxilar utilizando los valores de las unidades Hounsfield (UH) de la TC médica convencional. Estos autores refieren una densidad ósea media de 682 UH para 139 sitios implantarios, con densidades óseas medias en sector anterior mandibular, sector posterior mandibular, maxilar anterior y maxilar posterior de 970, 669, 696 y 417 UH, respectivamente. Paralelamente a estos estudios de densidad ósea radiológica en UH por cuadrantes maxilo-mandibulares, *Shapurian y cols. (2006)*, en un estudio retrospectivo sobre 101

DISCUSIÓN

estudios de TC médica convencional de pacientes desdentados y 219 sitios implantarios, evaluaron la densidad de los huesos maxilares en unidades Hounsfield y evaluaron su correlación con datos demográficos.

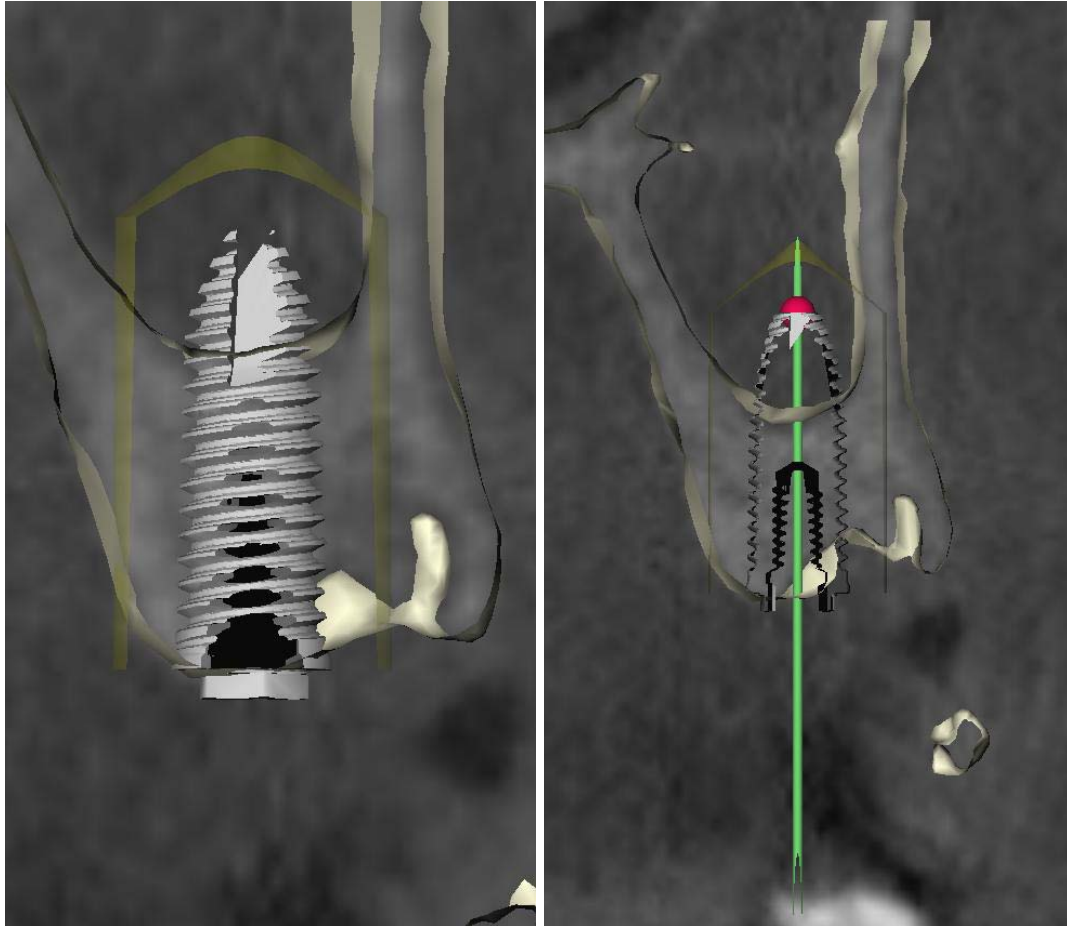


Fig.7.17. Paciente de la biopsia 2. Imágenes de la planificación pre-operatoria de la colocación de implantes dentales en la TC de haz cónico. Visualización de la calidad ósea de la sección del hueso alveolar del maxilar superior.

Los cuatro cuadrantes mostraron valores de densidad ósea radiológica en un rango entre -240 UH y 1.159 UH. La densidad ósea media mayor correspondió al sector anterior de la mandíbula (559 ± 208 UH), seguido del maxilar anterior (517 ± 177 UH), maxilar posterior (333 ± 199 UH) y sector posterior mandibular

DISCUSIÓN

(321 ± 132 UH). No encontraron asociación entre el valor en UH y la edad o el sexo. Estos valores por cuadrantes maxilo-mandibulares son discretamente inferiores a los obtenidos por *Norton & Gamble* (2001), y varían ligeramente en la ordenación por sectores, aunque coinciden en señalar la mayor densidad ósea radiológica de los sectores anteriores de la mandíbula y el maxilar superior en relación con los posteriores.

Salvando las diferencias inherentes a la técnica de adquisición de las imágenes, los resultados de DOR axial ordenados por sectores maxilo-mandibulares obtenidos de la presente serie fueron, ordenados de mayor a menor: 1) sector posterior mandibular: 472,88; 2) sector anterior mandibular: 466,35; 3) sector anterior del maxilar superior: 445,36; y 4) sector posterior del maxilar superior: 398,3. Estos datos coinciden en conferir a la mandíbula mayores valores de DOR, en este caso expresado en términos de unidades NTC, aunque sin observarse diferencias estadísticamente significativas entre los sectores ($p=0,395$), ni entre el valor DOR axial global de la mandíbula (469,87) y el valor DOR axial global del maxilar superior (483,05) ($p=0,86$). En el análisis de la DOR paraxial medular por sectores maxilo-mandibulares, tampoco se observó diferencia estadísticamente significativa entre los sectores ($p=0,275$), ni entre el valor DOR paraxial medular global de la mandíbula (486,8) y el valor DOR paraxial medular global del maxilar superior (421,83) ($p=0,11$). Finalmente, el análisis de la DOR paraxial cortical mostró una diferencia estadísticamente significativa entre la mandíbula (718,44) y el maxilar superior (554,25) (ANOVA $p=0,019$; t Student $p=0,02$), con una

DISCUSIÓN

densidad ósea significativamente superior para el hueso cortical mandibular (**Fig.7.17**, **Fig.7.18**).

Cuando históricamente se intentó correlacionar la densidad ósea radiológica en UH con la calidad del hueso medida en valores cualitativos subjetivos (previamente definidos en 1985 por *Lekholm & Zarb*), *Shapurian y cols.* (2006), solo encontraron una asociación estadísticamente significativa en el grupo de hueso de tipo 4. Este hecho pone de manifiesto la precariedad diagnóstica de la clasificación subjetiva del tipo de hueso y la necesidad de establecer de modo firme una herramienta de medición objetiva y predecible de la densidad ósea. Como no había de otro modo, estos autores concluyeron que la TC médica convencional en su vertiente cuantitativa era un complemento óptimo a la evaluación subjetiva de la densidad ósea en la región de colocación de un implante dental en los huesos maxilares. Con la misma filosofía, y en un intento de categorizar los valores de densidad ósea radiológica obtenidos por TC médica convencional, *Misch* (1999) clasificó los tipos de hueso en 5 categorías de acuerdo con la densidad ósea en UH hallada por medio de TC médica convencional: D1, >1250 UH; D2, 850-1250 UH; D3, 350-850 UH; D4, 150-350 UH; y D5, <150 UH, y concluyó que la medición de la densidad ósea por medio de TC proporcionaba resultados más precisos que la radiografía convencional y la evaluación subjetiva de la densidad ósea, en consonancia con lo expuesto previamente.

Abundando en lo referido en la literatura con respecto a la medición de la densidad ósea radiológica mediante TC médica convencional, *Fanuscu & Chang* (2004), en un estudio en cadáver, observaron valores de densidad ósea

DISCUSIÓN

radiológica entre 51 y 529 UH para la mandíbula, y entre 186 y 389 UH para el maxilar. Asimismo, *Shahlaie y cols.* (2003), en un estudio sobre nueve cadáve-

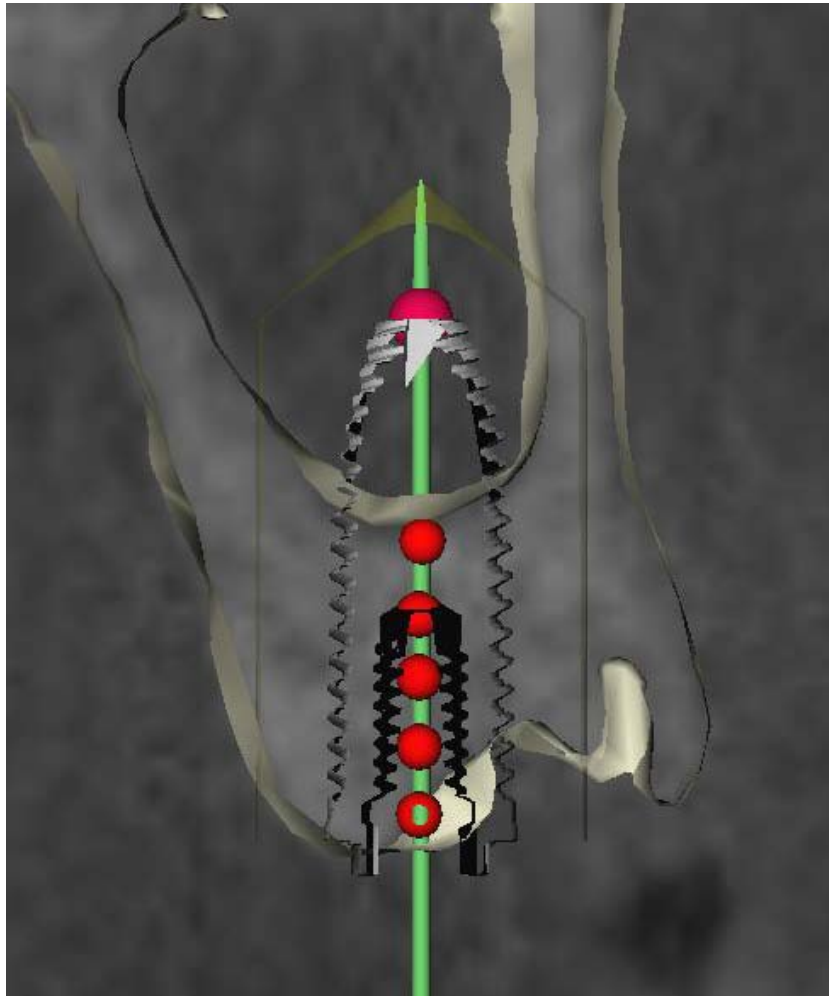


Fig.7.18. Paciente de la biopsia 2. Obtención de los valores de DOR axial por medio de la obtención de valores medios en unidades NTC en esferas de 2 mm colocadas equidistantes a lo largo del eje mayor del implante planificado en la imagen de TC de haz cónico a nivel del maxilar superior.

res, refirieron valores de densidad ósea radiológica entre 18 y 1265 UH, con una media de 457 UH. El estudio de *Turkyilmaz y cols.* (2007) mostró un valor de densidad ósea radiológica media de 721 ± 254 UH, mayor que el referido

DISCUSIÓN

por los estudios previos. Los autores atribuyeron estas diferencias a las variaciones entre las muestras, en relación con el sexo y la edad, hecho que, como se menciona anteriormente, no pudo ser demostrado por *Shapurian y cols.* (2006). Tampoco en la presente serie, a pesar de la homogeneidad en términos de edad cuando se categorizó por sexo y a una relación hombre:mujer (4:5) adecuada, pudieron observarse diferencias significativas en términos de DOR entre subgrupos.

Es interesante el hecho de que la medición de la densidad ósea radiológica puede experimentar variaciones notables a nivel local en función de la evaluación de la porción cortical o medular del hueso alveolar. Este factor, añadido a la evaluación por cuadrantes maxilo-mandibulares que se menciona con anterioridad, debió tenerse en cuenta a la hora de cuantificar la DOR paraxial media en el sitio implantario. En la presente serie, la finalidad de tal distinción no fue otra que tratar de diferenciar la posible influencia de un tipo u otro de hueso en la determinación de la estabilidad implantaria primaria (**Fig.7.19, Fig.7.20, Fig.7.21, Fig.7.22, Fig.7.23**). Fueron evidentes valores de DOR paraxial cortical (media 608,98; rango 300,4-1071,4) superiores a los valores de DOR axial (media 478,66; rango 144-953) para la mayoría de los sitios implantarios analizados, y de estos últimos en relación con los valores de DOR paraxial medular (media 411,28; rango 13,6-958,5).

Ahondando en las diferencias de densidad entre el hueso cortical y el medular cuando se realizaba la categorización por sectores maxilo-mandibulares, los resultados de DOR paraxial cortical ordenados por sectores maxilo-mandibulares obtenidos de la presente serie confirieron a la mandíbula

DISCUSIÓN

mayores valores de densidad ósea radiológica, con una diferencia estadísticamente significativa entre el valor medio para la mandíbula (718,44) y



Fig.7.19. Paciente de la biopsia 4. Obtención de los valores de DOR paraxial mesial correspondientes con el implante en posición 42.

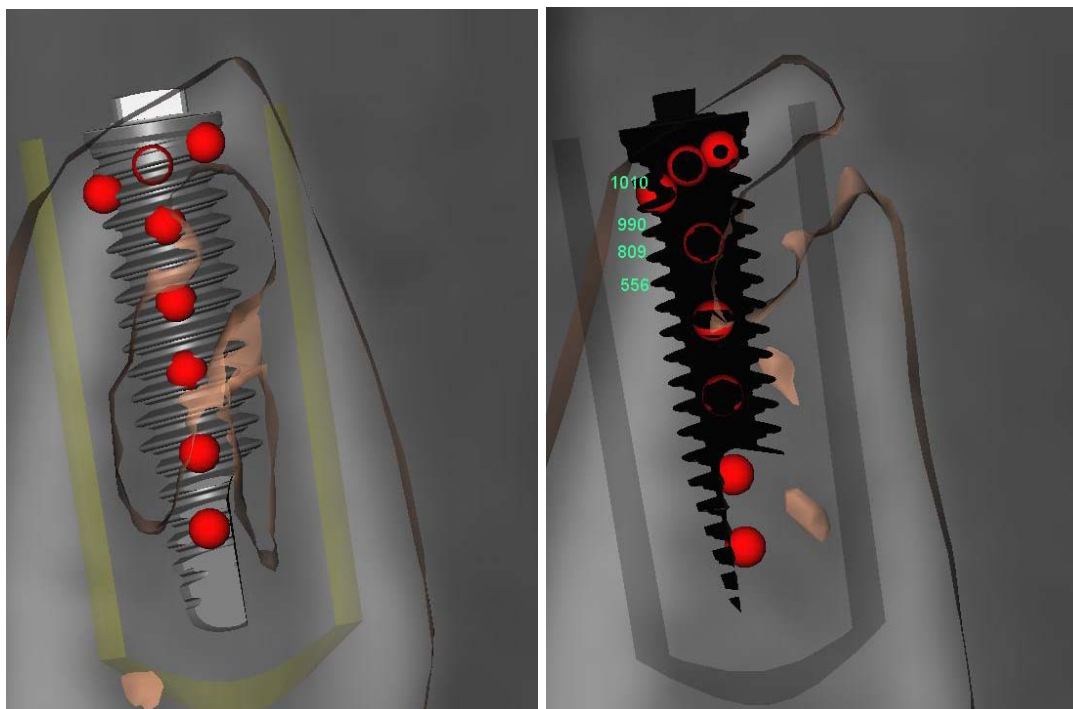


Fig.7.20. Paciente de la biopsia 4. Obtención de los valores de DOR paraxial distal y mesial correspondientes con el implante mandibular en posición 42.

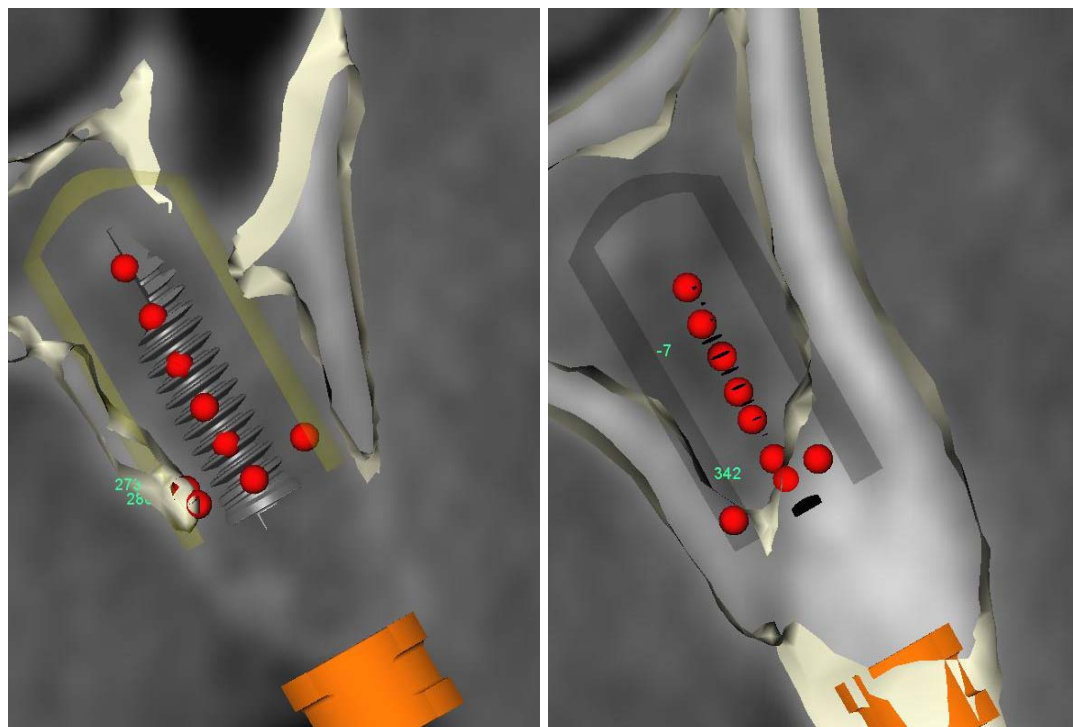


Fig.7.21. Paciente de la biopsia 7. Obtención de los valores de DOR paraxial distal y mesial de un implante en maxilar superior.

DISCUSIÓN

el valor medio para el maxilar superior (554,25). Estos valores fueron ambos superiores a los valores medios de DOR axial para la mandíbula y el maxilar superior (469,87 y 483,05, respectivamente) y, por supuesto, a los valores medios de DOR paraxial medular para la mandíbula y el maxilar superior (486,8 y 373,53, respectivamente). Se encontraron los siguientes valores de DOR paraxial cortical ordenados de mayor a menor: 1) sector anterior mandibular: 753,35; 2) sector posterior mandibular: 688,52; 3) sector anterior del maxilar superior: 628,03; y 4) sector posterior del maxilar superior: 453,65. Para el hueso cortical las diferencias globales entre mandíbula y maxilar superior fueron significativas (ANOVA $p=0,019$; t Student $p=0,02$). Aunque ni para la mandíbula ni para el maxilar superior considerados aisladamente se encontraron diferencias significativas entre los sectores anterior y posterior, la diferencia sí fue estadísticamente significativa entre el sector anterior mandibular y el sector posterior del maxilar superior ($p=0,025$). En resumen, se observó que el sector posterior del maxilar superior tenía valores de densidad ósea radiológica cortical claramente inferiores a los del sector mandibular anterior, y este hecho por sí mismo justificó que el maxilar superior considerado en su conjunto, presentara una densidad ósea radiológica cortical significativamente inferior al de la mandíbula. Esta observación es de particular interés en la planificación de la colocación de implantes dentales, sobre todo en relación con la secuencia de fresado, máxime si se considera, como han referido otros autores, que el hueso cortical desempeña un papel importante en la determinación de la estabilidad implantaria primaria. Para la localización maxilar superior, es evidente que la menor densidad ósea cortical en relación con la mandíbula puede determinar la necesidad de establecer una secuencia

DISCUSIÓN

de fresado con un menor pase de fresa para obtener resultados similares de estabilidad implantaria primaria a los obtenidos en la mandíbula. No obstante, la correlación directa entre DOR paraxial cortical o medular y la variable ISQ-0 del AFR no ha sido demostrada en la presente serie, y la consideración previa es una inferencia indirecta.

De modo análogo a lo descrito para los valores de DOR paraxial cortical, se calcularon los valores medios de DOR paraxial medular categorizando la serie por sectores maxilo-mandibulares. Se encontraron los siguientes valores de DOR paraxial medular ordenados de mayor a menor: 1) sector posterior mandibular: 524,27; 2) sector anterior mandibular: 443,08; 3) sector anterior del maxilar superior: 408,2; y 4) sector posterior del maxilar superior: 326,25. Estos valores fueron inferiores a los valores de DOR paraxial cortical para todos y cada uno de los sectores maxilo-mandibulares, aunque no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p=0,275$). Tampoco se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre los valores de densidad ósea radiológica medular de la mandíbula y el maxilar superior considerados en su conjunto ($p=0,11$). Se observó que los sectores posteriores del maxilar superior y de la mandíbula tenían valores de densidad ósea inferiores a los del sector anterior, aunque estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. Además, la mandíbula considerada en su conjunto tampoco mostró una densidad ósea medular significativamente superior a la observada para el maxilar superior.

Buscando la relación con los datos de la TC médica convencional, se puede encontrar un paralelismo en *Park y cols.* (2008), quienes, en un estudio sobre

DISCUSIÓN

63 TCs médicas convencionales de maxilar superior y mandíbula, midieron la densidad ósea en UH, encontrando una densidad del hueso cortical a nivel del proceso alveolar maxilar entre 810 y 940 UH, excepto en la tuberosidad maxilar, donde fue de 443 UH en la parte bucal y 615 en la palatina. La densidad ósea cortical mandibular a nivel de la porción alveolar se situó entre 810 y 1580 UH, y entre 1320 y 1560 UH a nivel de la porción basal. De modo elegante concluyeron que el hueso cortical de la mandíbula era más denso que el hueso cortical del maxilar superior, mientras que el hueso medular tenía densidades similares en mandíbula y maxilar superior. Estos datos, considerados cualitativamente, en lo referente al hueso cortical, son similares a los hallados en la presente serie para la DOR calculada por TC de haz cónico. En la presente serie, al igual que en la serie de *Park y cols.* (2008), los valores de densidad ósea del hueso cortical mandibular fueron significativamente superiores a los del hueso cortical del maxilar superior ($p=0,019$), aunque esta diferencia no se observó para el hueso medular. La observación de la **Fig.6.11** ilustra claramente las diferencias en términos de DOR entre el hueso cortical y el hueso medular.

Para la mayoría de los sitios implantarios analizados se observa una sucesión de puntos con valores de DOR más altos para el hueso cortical que para el hueso medular. Esta tendencia, sin embargo, se trunca para las mediciones de los sitios implantarios correspondientes con las muestras 8, 13 y 19, que presentaron valores de densidad ósea para el hueso cortical inferiores a los hallados para el hueso medular subyacente. La razón probable es una cierta variabilidad en el proceso de medición de los valores de densidad ósea radio-

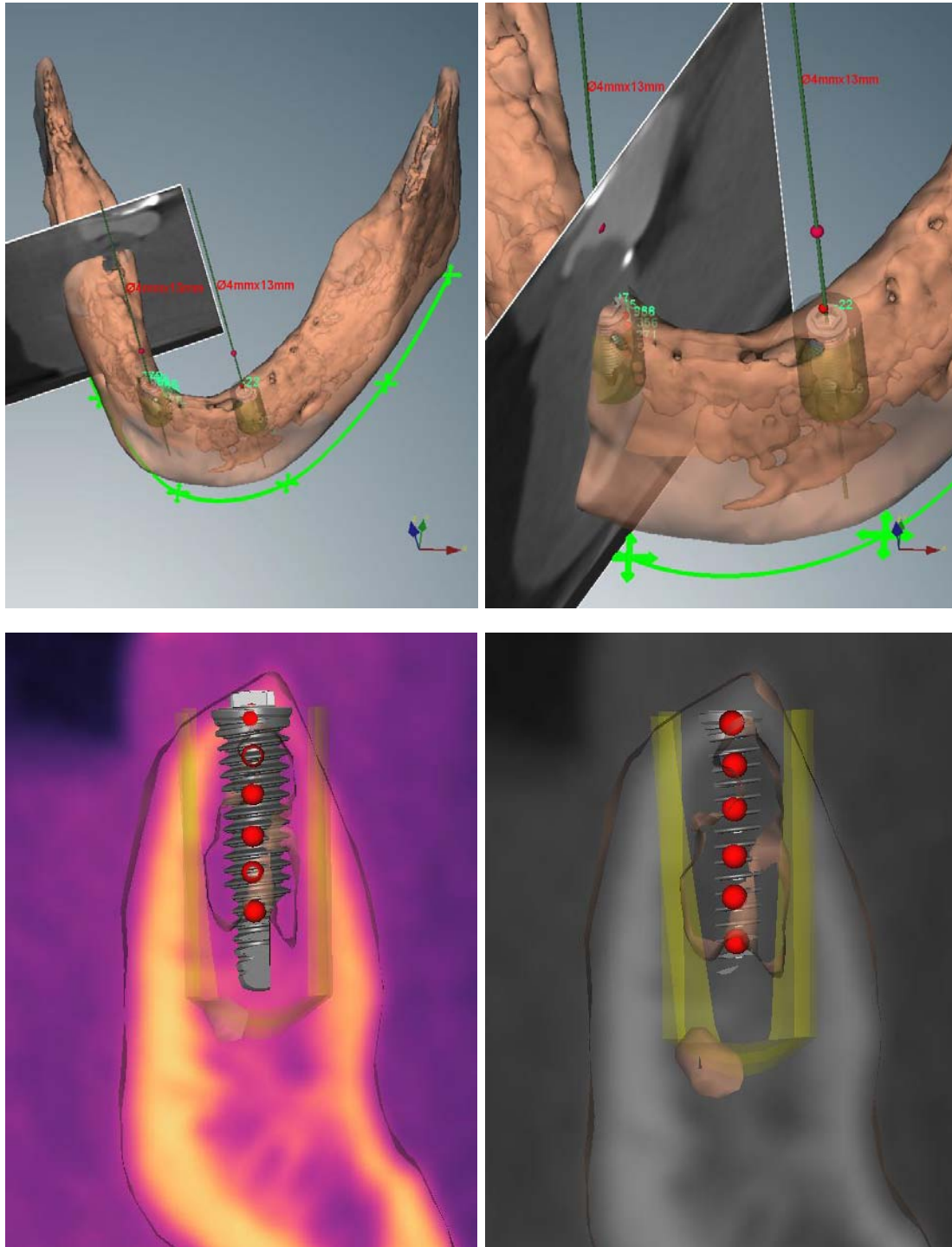


Fig.7.22. Paciente de la biopsia 4. Medición de la DOR a nivel de la cortical y medular en el sitio de colocación de implantes a nivel del sector anterior de la mandíbula. Las mediciones se realizaron a nivel axial y paraxial mesial y distal para cada implante evaluado. Obsérvese la delimitación entre el hueso cortical y el medular obtenida con las herramientas densitométricas del sistema.

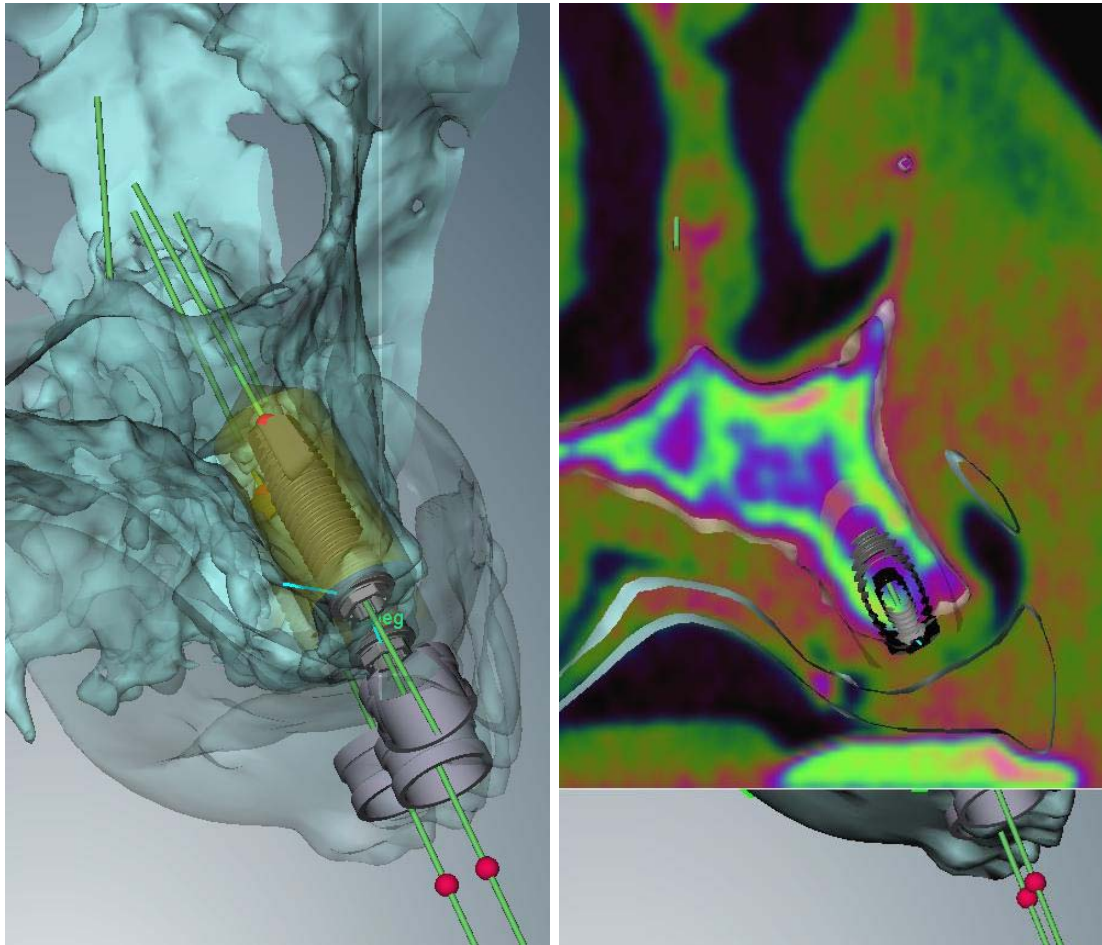


Fig.7.23. Paciente de la biopsia 15. Planificación de la colocación de implantes a nivel del maxilar superior. Obsérvese la delimitación entre el hueso cortical y el medular obtenida con las herramientas densitométricas del sistema.

lógica o la ausencia de un hueso cortical bien definido observado claramente en las imágenes de TC de haz cónico, lo que hace difícil el posicionamiento de las esferas de la herramienta de medición de la densidad ósea radiológica. Por lo demás, la línea de valores de DOR axial se sitúa de modo general debajo de la línea de los valores de DOR paraxial cortical y por encima de la de los valores de DOR paraxial medular. Se observa una tendencia de la línea de DOR axial a aproximarse a la línea de DOR paraxial medular en mayor grado.

DISCUSIÓN

Este hecho se explica por la metodología de obtención de los valores de DOR axial, que utilizó 5 esferas de medición de la densidad ósea equidistantes a lo largo del eje mayor del implante, con una de ellas situada a nivel del hueso cortical y las 4 restantes a nivel del hueso medular.

Para toda la serie tomada en conjunto, la DOR del hueso cortical es prácticamente un 150% superior a la DOR del hueso medular en el sitio implantario, con un valor medio de 608 unidades NTC en comparación con 411 del hueso medular. No existió un valor de DOR referido al hueso cortical por debajo de 300 unidades NTC en toda la serie, en contraste la existencia de valores cercanos a 0 unidades NTC en relación con el hueso medular. Para la agrupación en torno a la mediana del 50% de los pacientes o rango intercuartílico se observó una importante agrupación para los dos tipos de DOR en un rango intercuartílico no superior a 360 unidades, con los percentiles 25 y 75 de la DOR del hueso cortical (460-780) unas 200 unidades NTC por encima de los valores correspondientes con los percentiles 25 y 75 del hueso medular (220-580). Las diferencias entre los valores de la DOR paraxial cortical y medular guardaron una correlación significativa elevada ($r=0,702$, $p<0,001$). Esta relación permitió elaborar una ecuación de regresión que asoció ambas variables:

$$\text{DOR PARAXIAL CORTICAL} = 311,059 + 0,724 \cdot \text{DOR PARAXIAL MEDULAR}$$

Esta ecuación permite conocer el valor de la densidad ósea radiológica del hueso cortical a partir del valor de la densidad ósea radiológica del hueso medular subyacente a nivel de los huesos maxilares en el sitio de colocación de implantes dentales. Del mismo modo, se puede calcular el valor de la

DISCUSIÓN

densidad ósea radiológica del hueso medular a partir del valor de densidad del hueso cortical suprayacente por medio de la siguiente ecuación:

$$\text{DOR PARAXIAL MEDULAR} = \frac{\text{DOR PARAXIAL CORTICAL} - 311,059}{0,724}$$

No existen estudios previos en relación con la medición de la densidad ósea por TC de haz cónico con los que comparar estos resultados. Los presentes podrán ser utilizados como referencia previa de la densidad ósea del hueso maxilar evaluada por TC de haz cónico en futuros estudios.

7.5. Respecto de la medición de la estabilidad implantaria primaria mediante AFR.

7.5.1. Base del AFR en la medición de la estabilidad implantaria.

Johansson & Strid (1994) describieron un método de medición de la estabilidad primaria del implante basada en el torque requerido para introducir el implante. Otros métodos utilizados son el periotest y el AFR, de advenimiento más reciente. Como se detalla en la sección de Introducción, por medio de este último, un instrumento genera una vibración en el implante y analiza su movimiento (*Meredith*, 1998). De los tres modos de medir la estabilidad implantaria (AFR, periotest y torque de inserción), solo el AFR se ha correlacionado con el contacto hueso-implante en estudios experimentales en animales (*Meredith y cols.*, 1997; *Huang y cols.*, 2002). Sin embargo, en los estudios sobre maxilar y mandíbula de cadáver, esta correlación es menos

DISCUSIÓN

pronunciada, probablemente porque las propiedades del hueso mandibular y maxilar humano cambian rápidamente en cortos intervalos de tiempo.

Diversos estudios han intentado evaluar la precisión de estos sistemas, e incluso determinar una posible asociación entre las medidas. *Da Cunha y cols.* (2004) no encontraron asociación estadísticamente significativa entre el torque de colocación de los implantes y el AFR, para diferentes diseños de implantes. Recientemente, *González-García y cols.* (2010), en un estudio sobre 17 pacientes con edentulismo mandibular completo que fueron rehabilitados mediante 65 implantes dentales endoóseos *MG-Osseous* (Mozo Grau S.L., Valladolid, España) autorroscantes, de hexágono externo tipo Brånemark, con superficie RBM (“Arenado con Medios Reabsorbibles”), encontraron un valor medio ISQ para implantes de diámetro 3,75 mm y 4,25 mm de 78,40 y 80,83, respectivamente, en el momento de colocación de los implantes; y 76,68 y 78,22, respectivamente, en el segundo tiempo quirúrgico, de un procedimiento convencional de colocación de implantes en 2 fases. No observaron asociación estadísticamente significativa entre el AFR y el torque de inserción de los implantes dentales endoóseos a nivel de la mandíbula desdentada no atrófica interforaminal, en el primer tiempo quirúrgico.

Debido a que determinan el nivel de estabilidad implantaria primaria y secundaria, los parámetros clínicos (del paciente y quirúrgicos) y el protocolo de tratamiento son útiles en la determinación de la evolución del tratamiento. El AFR ha mostrado una importante sensibilidad en la monitorización de los cambios de la estabilidad implantaria, desde la colocación del implante hasta la carga protésica. La estabilidad implantaria primaria viene determinada en gran

DISCUSIÓN

parte por la densidad ósea en el sitio implantario. Esta es la consideración preliminar que permitió abordar el estudio de la posible asociación entre la medición de la DOR y la estabilidad implantaria primaria en la presente serie, situación que no había sido estudiada previamente en relación con la utilización de TC de haz cónico.

Además de a la DOR, el AFR es también sensible al efecto de la longitud del implante sobre la cresta alveolar, de tal modo que cuando aumenta la distancia desde el transductor al hueso, disminuye el valor ISQ en proporción lineal. Esto sugiere que la técnica puede ser sensible al análisis de la pérdida de hueso peri-implantario (*Turkylmaz y cols.*, 2009). Estudios recientes sugieren además que el AFR es una herramienta útil en el seguimiento de la estabilidad implantaria, por cuanto pueden realizarse mediciones repetidas. Esta misma filosofía se aplicó de rutina en la serie analizada, aunque el intervalo de medición de los valores ISQ en el primer y segundo tiempos quirúrgicos (ISQ-0 e ISQ-1, respectivamente) fue variable, no realizándose la medición de ISQ-1, en ningún caso, antes de las 12 semanas de la inserción de los implantes. La media de tiempo entre ambas mediciones para la serie fue 15,62 semanas, tiempo habitualmente considerado suficiente en la literatura para el desarrollo completo del proceso de osteointegración implantaria, y la constatación de una estabilidad implantaria secundaria a expensas un proceso biológico de aposición de células óseas alrededor de la superficie del implante.

De acuerdo con los estudios de *Meredith y cols.* (1996), se consideran óptimos aquellos valores ISQ por encima de 65. Los resultados en los valores ISQ obtenidos en diferentes mediciones en la misma dirección fueron similares, lo

DISCUSIÓN

que indica que el AFR es una técnica fiable y repetible. En relación con la tasa de fracaso implantario, *Jiménez y cols.* (2009) observaron que cuando se realizaba carga inmediata en implantes con valores ISQ inferiores a 50, la tasa de fracaso era tres veces superior a la observada cuando los valores ISQ eran superiores a 50. Estos valores umbrales fueron sobrepasados por la mayoría de los implantes analizados en el presente estudio, con solamente uno de ellos presentando un valor ISQ-0 inferior a 60, y un valor medio para la serie superior a 75. Este valor medio se incrementó en 3 unidades en el segundo tiempo quirúrgico, manteniéndose durante el proceso de osteointegración unos valores de estabilidad implantaria óptimos, en consonancia con los estándares de fiabilidad referidos en la literatura (*Meredith y cols.*, 1996). Como reflejo de la concentración de valores en torno a la mediana y media, se observó que el 50% de los implantes de la serie presentaron unos valores de ISQ-0 e ISQ-1 en el rango 70-81 y 75-84, respectivamente. Los percentiles 25 y 75, elevados para ambas variables, acotan un rango intercuartílico estrecho, que incide en la abundancia de mediciones del AFR entre 70 y 85. Del mismo modo, la constatación de un aumento del rango intercuartílico en 5 unidades entre la primera y la segunda medición del AFR sugiere el aumento global de la estabilidad implantaria durante el proceso de osteointegración. Como se desprende de otros estudios (*Huwiler y cols.*, 2007; *Abrahamsson y cols.*, 2004), estos valores altos en el AFR, y la evolución de los mismos a lo largo del tiempo, pueden tener relevancia en la “supervivencia” global de los mismos.

7.5.2. Cambios en el AFR a lo largo del proceso de osteointegración.

En relación con el aspecto citado en el apartado anterior, diversos autores han estudiado la evolución de los valores ISQ a lo largo del proceso de osteointegración, y desde el momento de colocación del implante hasta su carga protésica.

Huwiler y cols. (2007), analizando los resultados obtenidos en una muestra de 17 implantes dentales endoóseos colocados en el paciente vivo, observaron un rango de valores ISQ entre 55 y 74 en el momento de la cirugía. El rango de valores ISQ entre 58 y 94 encontrados en el presente estudio sobre 39 implantes puede sugerir una cierta heterogeneidad entre las series con respecto a los valores aportados por el AFR, siendo la consideración del mismo no tan importante a nivel de valores absolutos (siempre que se encuentren valores superiores a 60 unidades ISQ), sino en relación a la evolución de estos valores a lo largo del proceso de osteointegración. Asimismo, *Huwiler y cols.* (2007), observaron un incremento de los valores de ISQ durante la primera semana subsiguiente a la colocación de los implantes, seguido por un descenso durante las semanas 2ª a 4ª, y un posterior incremento hasta los valores de ISQ obtenidos en la cirugía y aun por encima. La pérdida de estabilidad transcurrida una semana después de la colocación de los implantes podía atribuirse a la pérdida de estabilidad mecánica identificada durante la fase temprana de cicatrización, y previamente caracterizada por *Abrahamsson y cols.* (2004). Por el contrario, la fase de osteointegración por osteogénesis por contacto documentada en estudios en animales después de 2-4 semanas, quedaba representada por el incremento leve de los valores de ISQ que se

DISCUSIÓN

observó durante la fase tardía del proceso de cicatrización a partir de la cuarta semana. Basándose en la pérdida observada de un implante, que perdió estabilidad después de 3 semanas con un descenso marcado de 20 unidades de ISQ, desde 68 a 45 en una sola semana, los autores concluyeron que el AFR era un test biomecánico sin valor predictivo para la pérdida de implantes, ya que el hallazgo de ISQ bajo se encontró una vez que el implante ya había perdido estabilidad, y debido a que este valor de ISQ de 45 era solamente marginal y no existía diferencia estadísticamente significativa con respecto al rango de valores de ISQ hallados para el resto de la muestra. Se podría criticar que esta última conclusión acerca del poder predictivo del AFR como determinante de la supervivencia del implante se basó en el estudio de un solo fracaso implantario.

Sin embargo, estos resultados fueron muy similares a los obtenidos en el estudio de *González-García y cols.* (2010) sobre 65 implantes dentales endoóseos, en relación a la ausencia de una asociación estadísticamente significativa entre la pérdida de unidades ISQ y el fracaso en la osteointegración del implante. En efecto, en esta última serie, un 84,61% de los implantes con pérdida de ISQ iguales o superiores a 10 se osteointegraron satisfactoriamente a pesar del descenso en los valores de estabilidad implantaria, frente a solo el 15,39% que no experimentaron osteointegración. Por el diseño del estudio, y por realizarse en el paciente vivo, no fue posible constatar la evolución de los valores de ISQ post-operatorios secuencialmente en las semanas subsiguientes a la colocación de los implantes, y la medición del ISQ final se circunscribió a la segunda fase quirúrgica de colocación de los

DISCUSIÓN

pilares de cicatrización, 16 semanas posterior a la cirugía de colocación de los implantes. Esta situación fue similar en la presente serie, en tanto en cuanto el diseño del estudio no fue concebido para evaluar los cambios de estabilidad implantaria a lo largo del periodo de osteointegración, y sí para estudiar la relación entre DOR y AFR en el primer tiempo quirúrgico. Asimismo, el hecho de que el estudio se realizara en el paciente vivo dificulta notablemente la realización de este tipo de estudio de seguimiento y evaluación repetida de la estabilidad implantaria, en el sentido de requerir múltiples visitas y cirugías adicionales a las estrictamente necesarias en el proceso convencional de colocación de implantes dentales en 2 tiempos.

Sin esta limitación ética y metodológica, *Abrahamsson y cols.* (2004), en estudios en el animal de experimentación, refirieron un incremento paulatino de los valores ISQ después de un descenso inicial, a partir de la 4ª semana desde la colocación del implante. La evaluación del AFR medio a las 16 semanas efectuada en el estudio de *González-García y cols.* (2010) mostró un descenso del valor ISQ medio en 1,95 unidades, diferencia estadísticamente significativa, aunque sin repercusión clínica, por no traducirse en una disminución de la tasa de osteointegración implantaria. La correlación del descenso de los valores de ISQ a las 16 semanas de media con los procesos de morfogénesis ósea a nivel de la interfaz hueso-implante deben, por lo tanto, ser estudiados con más detalle en estudios futuros, aunque los valores altos de ISQ-0 y la presencia de hueso de tipo D1 y D2 en un número elevado de pacientes podrían justificar los resultados encontrados en la serie referida.

DISCUSIÓN

Friberg y cols. (1991) demostraron un incremento de la estabilidad implantaria para implantes en el maxilar superior desde su inserción hasta la segunda fase quirúrgica de colocación de los pilares de cicatrización, y un incremento mayor al año de cargar protésicamente los implantes. También *Rasmusson y cols.* (1999), en un estudio clínico en el maxilar con injerto óseo, refirieron un incremento en los valores de ISQ a lo largo del tiempo, y recomendaron el uso de fresas de diámetros pequeños durante la inserción de los implantes, en aras de generar fuerzas de compresión altas que proporcionen estabilidades mayores, al menos de modo inicial. Este precepto fue seguido metodológicamente en el presente estudio, con el último pase de fresa de 3,4 mm, previo a la colocación de implantes dentales de 4 mm de diámetro.

Contrariamente, *Glauser y cols.* (2004), en un estudio de AFR de 81 implantes dentales a lo largo de un año, observaron un descenso continuo de la estabilidad en los implantes que acababan fracasando y concluyeron que unos valores bajos de ISQ tras 1 o 2 meses parecían indicar un riesgo mayor para un futuro fracaso. *González-García y cols.* (2010) observaron valores de estabilidad implantaria secundaria (en el momento de colocación de los pilares de cicatrización) discretamente inferiores a los obtenidos en el momento de la inserción de los implantes, aunque los valores ISQ finales se encontraban en el rango de predictibilidad de éxito implantario que había sido referido previamente en la literatura.

Otros autores, como *Kessler-Liechti y cols.* (2008), en un estudio sobre 205 implantes, encontraron un ISQ medio de 64,5 para implantes interforaminales estables asintomáticos en cualquier tiempo de evaluación a lo largo del

DISCUSIÓN

seguimiento. Estos autores, sin embargo, no encontraron diferencias significativas en los valores de ISQ en diferentes tiempos post-quirúrgicos.

7.5.3. AFR y tipo de hueso.

El establecimiento de un protocolo quirúrgico en la inserción de los implantes dentales endoóseos, así como la estandarización metodológica en relación con el tipo de implante dental utilizado, dimensiones del mismo en longitud y anchura y tratamiento de su superficie, fue considerado esencial en el mantenimiento del rigor metodológico en el presente estudio. Sin perjuicio de lo anterior, otros autores han intentado evaluar la incidencia de diversos factores o variables en los valores del AFR. Así, *Yang y cols.* (2008), en un estudio de medición de la frecuencia de resonancia en 19 pacientes con 43 implantes, estudiaron la influencia de factores como el sexo, hábito tabáquico, diámetro del implante, longitud del implante, localización del implante, densidad ósea, presencia/ausencia del tornillo de cierre, avellanado óseo y reabsorción ósea marginal. No encontraron diferencias con respecto a los valores del AFR en función de los parámetros analizados, salvo con respecto a la localización implantaria y la realización del procedimiento de avellanado óseo. En el maxilar superior y en el grupo de pacientes a los que no se practicó avellanado óseo, el valor medio ISQ se incrementó ligeramente con la evolución del proceso de cicatrización. Esto también fue confirmado por *Rasmusson y cols.* (1999), en un estudio clínico en el maxilar superior con injerto óseo, en el cual refirieron un incremento de los valores ISQ a lo largo del seguimiento.

El uso de fresado de pequeño diámetro durante la inserción de los implantes dentales genera una fuerza de compresión alta, que proporciona una

DISCUSIÓN

estabilidad mayor, al menos inicialmente. En base a esto, algunos autores recomiendan no realizar avellanado en la inserción del implante, para preservar la cortical ósea del sitio receptor del implante y permitir un asentamiento más estable del mismo. Precisamente, *Yang y cols.* (2008) observaron que eliminar el proceso de avellanado no afectaba la estabilidad implantaria en hueso normal y denso, aunque sí podía influir en el hueso “blando”. En este estudio, el incremento de la estabilidad de los implantes a lo largo del seguimiento se atribuyó a la corticalización del hueso que lo rodeaba. La pérdida de hueso cortical crestal y la pérdida de estabilidad implantaria podían estar relacionadas, a la vez que la pérdida de estabilidad implantaria podía ser detectada antes de la observación clínica subjetiva. Otros estudios (*Turkyilmaz y cols.*, 2006) refirieron que la pérdida de hueso cortical afectaba negativamente a la estabilidad implantaria en los 6 primeros meses, pero no desde los 6 a los 12 meses desde la colocación del implante. Sin embargo, el estudio de *Yang y cols.* (2008) no encontró correlación entre el nivel de reabsorción del hueso cortical y la estabilidad implantaria en las 12 primeras semanas.

Por lo tanto, la presencia de valores ISQ altos durante el acto quirúrgico de colocación de los implantes dentales, y su posterior persistencia durante la fase de osteointegración podrían estar relacionados con la presencia de hueso cortical en cantidad suficiente. De modo análogo, podrían esperarse valores de estabilidad implantaria primaria menores en un hueso “blando” o poco corticalizado. En este sentido, *Lachman y cols.* (2006) refirieron un nivel umbral de 2 mm de pérdida de hueso marginal a partir del cual se apreciaba una

DISCUSIÓN

diferencia estadísticamente significativa en los valores ISQ para cada implante. Estos datos concuerdan con las pérdidas de hueso marginal de $1,32 \pm 0,57$ mm y $1,28 \pm 0,51$ mm en el lado mesial y distal, respectivamente, en el estudio de *Yang y cols.* (2008). Sin embargo, estos últimos autores, como se refiere arriba, no encontraron una asociación estadísticamente significativa entre la reabsorción ósea marginal y el cambio de los valores ISQ en los pacientes con hueso normal y duro. Es presumible que en este tipo de hueso, la influencia de la porción cortical del sitio de colocación del implante fuera menor que en el hueso “blando”, en el cual pérdidas de 2 mm o más en la porción cortical del sitio implantario podían estar asociadas a cambios importantes de la estabilidad implantaria.

Mori y cols. (1997), en un estudio experimental de colocación de implantes en hueso de baja densidad mineral en el conejo, encontraron que a las 12 semanas del proceso de cicatrización ósea en el hueso osteoporótico, los resultados en términos de histomorfometría fueron similares a los encontrados en el hueso normal a las 8 semanas. Esto mismo fue observado por *Friberg y cols.* (1991), tras la colocación de implantes en el hueso maxilar. En este estudio, los implantes alcanzaron la misma estabilidad al año de la carga protésica, independientemente del grado de estabilidad implantaria primaria. *Sjöstrom y cols.* (2005), en un estudio clínico en 29 pacientes con atrofia maxilar severa y colocación de 222 implantes, hallaron que los valores de estabilidad implantaria primaria fueron similares a los 6 meses en maxilar sin injerto óseo y maxilar con injerto. Esto les hizo concluir que todos los implantes alcanzaban valores de estabilidad implantaria semejantes, independientemente

DISCUSIÓN

de la estabilidad primaria observada, a lo largo del tiempo. Por lo tanto, algunos autores recomiendan ajustar los tiempos quirúrgicos al tipo de hueso presente inicialmente, de tal modo que en el hueso denso se necesita un periodo de cicatrización más corto que en el hueso menos denso. Estas observaciones deberían guiar al cirujano a ajustar los tiempos de cicatrización en función de los valores de frecuencia de resonancia iniciales.

En resumen, dos aspectos no tratados en el presente estudio podrían jugar un papel importante en la estabilidad implantaria: la superficie de contacto hueso-implante, y la altura de hueso cortical crestal. De hecho, en estudios previos se ha correlacionado positivamente el AFR con la altura de hueso cortical crestal (Rozé y cols., 2009). También la bibliografía actual en relación con el fracaso implantológico evalúa la periimplantitis como la pérdida ósea vertical de un implante en exceso más de 4 mm en el primer año y 1,5 mm cada año subsiguiente (Huang y cols., 2002; Ko y cols., 2003; Huang y cols., 2005). El diseño de estudios prospectivos que evalúen con precisión estos parámetros puede proporcionar información importante acerca de la capacidad de predicción de la supervivencia implantaria en función de la estabilidad primaria y diferida, determinadas a su vez por la densidad ósea, la altura de hueso cortical y la superficie de contacto hueso-implante.

7.5.4. Correlación entre AFR y variables micro-estructurales óseas obtenidas por micro-TC.

El concepto de densidad aparente (DA) puede definirse como la masa de tejido óseo dividido por el volumen del espécimen analizado, incluido el hueso mineralizado y el espacio medular. Debido a que el hueso trabecular tiene

DISCUSIÓN

cantidades variables de porosidad (espacio medular), el concepto de densidad aparente ha sido utilizado frecuentemente para referirse a las características del hueso trabecular. Por el contrario, el hueso sólido completamente mineralizado, como el cortical, tiene una densidad bastante uniforme. En el estudio de *Nkenke y cols.* (2003b), se analizó la relación entre la estabilidad implantaria primaria y la densidad mineral ósea (DMO) obtenida a partir de imágenes de TC médica convencional utilizando dos maxilares y dos mandíbulas. Estos autores no encontraron correlación entre el AFR medido con Ostell o Periotest y la DMO obtenida mediante TC médica convencional. Por el contrario, *Seong y cols.* (2009) encontraron una correlación fuerte entre la densidad aparente compuesta (DAc) (formada por hueso trabecular y cortical) y la estabilidad implantaria primaria medida con Ostell y Periotest. En el estudio de *Nkenke y cols.* (2003,b), la DMO promedió $0,259 \text{ g/cm}^3$ en el maxilar y $0,349 \text{ g/cm}^3$ en la mandíbula, diferencia que parece ser bastante pequeña en comparación con otros estudios: 1) DMO medio $1,11 \text{ g/cm}^3$ en la mandíbula y $0,55 \text{ g/cm}^3$ en el maxilar anterior en 39 pacientes edéntulos, empleando absorciometría dual de rayos X (*Devlin y cols.*, 1988); 2) densidad aparente media de $1,18 \text{ g/cm}^3$ en 9 huesos trabeculares mandibulares humanos (*Misch y cols.*, 1999); 3) densidad aparente media de $0,55 \text{ g/cm}^3$ en el hueso trabecular mandibular de una mujer desdentada (*O'Mahony y cols.*, 2000); y 4) densidad aparente entre $1,85$ y $2,0 \text{ g/cm}^3$ en 10 huesos corticales mandibulares humanos no edéntulos (*Schwartz-Dabney y cols.*, 2003). *Seong y cols.* (2009), con la inclusión en las muestras de hueso cortical y trabecular, obtuvieron valores medios de DA de $1,18 \text{ g/cm}^3$ en la mandíbula y $0,67 \text{ g/cm}^3$ en el maxilar superior, comparable con los estudios previos. Estos autores encontraron una

DISCUSIÓN

fuerte correlación entre la DAc y el grosor del hueso cortical, lo que sostiene la idea de que la DAc está relacionada de alguna manera con la DMO. Es razonable pensar que la DAc del sitio de colocación de un implante puede estar influenciada por el grosor del hueso cortical, y por lo tanto la estabilidad primaria del implante pueda estar correlacionada significativamente con la DAc, que a su vez refleja la DMO.

En un estudio sobre 12 biopsias del “core” del sitio implantario en el paciente vivo, *Huwiler y cols. (2007)* no observaron correlación entre el AFR y la fracción volumétrica ósea (BV/TV) hallada por micro-TC, ni entre el AFR y la conectividad trabecular ósea evaluada como conectividad inversa o factor del patrón trabecular (Tb.Pf) medida por micro-TC. Debido a esta ausencia de correlación, los autores concluyeron que los valores ISQ obtenidos en el momento de la colocación de los implantes no reflejaban la naturaleza de la interfaz hueso-implante y, por lo tanto, el grado de anclaje mecánico. Sin embargo, la estabilidad implantaria primaria podría depender no solo de la conectividad ósea trabecular y de la fracción volumétrica ósea, sino también del grosor y densidad del hueso cortical del proceso óseo alveolar. Cabe reseñar de este estudio, que la correlación entre el AFR y los parámetros micro-estructurales óseos fueron realizados a partir de biopsias de la parte central o “core” del sitio de colocación de los implantes, y no de la interfaz hueso-implante, por lo que no es metodológicamente exacto comparar la micro-estructura de una zona de hueso que no interviene en el grado de estabilidad primaria del implante y que no determina propiamente los valores de ISQ observados.

DISCUSIÓN

Akça K y cols. (2006), en un estudio sobre maxilar y mandíbula edéntulos en cadáver, evaluaron la estabilidad implantaria primaria de 12 implantes dentales mediante el torque de inserción y el AFR, y la correlacionaron con la micro-estructura ósea de secciones de los implantes con el hueso adyacente, y de secciones de hueso de la vecindad por medio de micro-TC. Observaron que el torque de inserción se correlacionaba positiva y más fuertemente que el AFR con BV/TV. La correlación entre los valores del torque de inserción y otros parámetros micro-estructurales (Tb.Th, Tb.Sp y Tb.N) fue significativa con $p < 0,05$, mientras que los valores ISQ no lo fueron. Tampoco encontraron diferencias entre los valores de torque de inserción, ISQ y BV/TV en relación con el diseño del implante. Observaron una correlación significativa entre los valores del torque de inserción y BV/TV peri-implantaria, entre ISQ y BV/TV peri-implantaria, y entre los valores del torque de inserción y los valores ISQ. Estos autores, por lo tanto, sugirieron que el torque de inserción predecía la estabilidad mecánica en la interfaz hueso-implante de manera más fiable que el AFR, aunque los valores ISQ se correlacionaron positivamente con los valores del torque inserción. Concluyeron que la estabilidad implantaria primaria estaba determinada principalmente por las propiedades micro-estructurales de sitio de implantación.

En un estudio sobre 48 implantes en cadáver, *Nkenke y cols.* (2003) estudiaron el AFR y la micro-estructura del hueso en el sitio de colocación de los implantes. Analizaron: 1) contacto hueso-implante; 2) fracción volumétrica ósea (BV/TV); 3) conectividad inversa (Tb.Pf); y 4) altura de hueso cortical crestal atravesado por el implante. Los valores medios del AFR (maxilar superior:

DISCUSIÓN

6130,4 \pm 363,2 Hz; mandíbula: 6424,5 \pm 236,2 Hz) no se correlacionaron con la DMO (maxilar superior: 259,2 \pm 124,8 mg/cm³; mandíbula: 349,8 \pm 113,3 mg/cm³). Tampoco lo hicieron con BV/TV (maxilar superior: 19,7 \pm 8,8%; mandíbula: 34,3 \pm 6,0%), ni con Tb.Pf (maxilar superior: 2,39 \pm 1,46 mm⁻¹; mandíbula: 0,84 \pm 3,27 mm⁻¹). Sin embargo, sí observaron una correlación entre AFR y contacto hueso-implante (maxilar superior: 12,6 \pm 6,0%; mandíbula: 35,1 \pm 5,1%) y entre AFR y altura del hueso cortical crestal atravesado por el implante (maxilar superior: 2,1 \pm 0,7 mm; mandíbula: 5,1 \pm 3,7 mm). Concluyeron que la medición no invasiva de la estabilidad implantaria primaria por medio del AFR debía ser mejorada para poder proporcionar una predicción más comprensiva de las características del sitio implantario.

En relación con el estudio de la relación entre el AFR y los parámetros micro-estructurales del hueso obtenidos por micro-TC, *Rozé y cols.* (2009) no encontraron una correlación entre los parámetros micro-estructurales del hueso trabecular y el AFR, y solamente la observaron con respecto al grosor del hueso cortical alrededor de los implantes. Esta observación coincide con la ausencia de correlación entre la densidad ósea, tanto a nivel radiológico (DOR) de los huesos cortical y medular como a nivel micro-estructural (BV/TV), con respecto a la estabilidad del implante medida por AFR, observados en la presente serie. Parece desprenderse de otros estudios que el grosor del hueso cortical muestra una correlación más fuerte con el AFR, aunque este aspecto no ha sido evaluado en el presente trabajo. Por lo tanto, a tenor de lo observado y lo referido previamente, el AFR podría depender más del grosor del hueso cortical que de la densidad ósea del mismo. Tampoco la estabilidad

DISCUSIÓN

implantaria primaria parece depender de la micro-estructura del hueso trabecular, como se desprende de los hallazgos de la presente serie, coincidentes con los de *Rozé y cols.* (2009).

7.5.5. Aplicabilidad del AFR.

La disposición de una herramienta capaz de medir el grado de “fijación” del implante dental al hueso circundante, a lo largo del proceso de osteointegración aporta ventajas indudables al clínico, por cuanto podrían alertarle de manera precoz del fracaso de alguno de ellos. Esta hipótesis de trabajo, sin embargo, fue cuestionada por *Abrahamsson y cols.* (2004), como veíamos anteriormente. Sí parece comprobado que el AFR ha mostrado una importante sensibilidad en la monitorización de los cambios de la estabilidad implantaria.

La interpretación de los resultados secuenciales obtenidos en algunas series ha permitido resaltar la utilidad del AFR como guía en el seguimiento de la estabilidad primaria del implante, y de modo indirecto de su viabilidad. *Freiberg y cols.* (1999) demostraron un incremento de la estabilidad implantaria para implantes en el maxilar superior desde su inserción hasta la segunda fase quirúrgica de colocación de los pilares de cicatrización, y un incremento mayor al año de cargar protésicamente los implantes. Interesantemente, algunos autores han observado que los implantes con valores ISQ menores en la cirugía de inserción de los implantes tienden a ganar más estabilidad a lo largo del tiempo que los implantes con valores ISQ más altos en el primer momento quirúrgico (*Sennerby*, 2000).

DISCUSIÓN

En los últimos años, el AFR está siendo aplicado de modo creciente en la determinación del protocolo de carga del implante, por cuanto aporta una medición objetiva de la estabilidad implantaria. Se ha sugerido que el protocolo de tratamiento en una sola fase o carga inmediata ofrece ciertas ventajas con respecto al tratamiento convencional en dos fases: se requieren menos procedimientos quirúrgicos y el paciente dispone de dientes más atractivos y funcionales en menos tiempo y, sin embargo, que el cirujano debería evitar el protocolo de una fase en aquellas situaciones de alto riesgo, como ante la presencia de hueso artificial o injerto óseo. Precisamente, se ha propuesto el AFR como una herramienta útil en la adopción de una u otra alternativa. *Östman y cols.* (2005) refirieron tasas de fracaso implantario bajas cuando se utilizaba un valor umbral mínimo determinado, como criterio de inclusión para la realización de carga inmediata del implante. *Sjöstrom y cols.* (2007) encontraron valores de AFR bajos en 17 implantes que fracasaron durante el primer año, en comparación con 195 implantes que se osteointegraron adecuadamente. Estos autores concluyen que, cuando los valores ISQ son bajos, la carga inmediata puede hacer fracasar el tratamiento y por lo tanto, para estos casos, recomiendan realizar el protocolo convencional en dos fases.

7.6. Correlación entre DOR medida por TC de haz cónico y AFR.

En una aproximación preliminar al problema, *González-García y cols.* (2010) estudiaron la relación entre la clasificaciones subjetivas de la calidad ósea establecida por *Lekholm & Zarb* (1985) y *Misch* (2006) y los valores ISQ obtenidos por AFR en 17 pacientes con edentulismo mandibular completo, que

DISCUSIÓN

fueron rehabilitados mediante la inserción de 65 implantes dentales MG-Osseous[®] (Mozo-Grau S.L., Valladolid, España) en la región interforaminal. Se midió la estabilidad implantaria por medio del AFR con Ostell[™]Mentor. El AFR se expresó por medio del cociente de estabilidad implantaria (ISQ) en el momento de la colocación del implante y en la colocación del pilar de cicatrización en el procedimiento convencional de colocación del implante en dos fases quirúrgicas. La selección de los pacientes sin atrofia mandibular en la serie mencionada quedó expuesta por la presencia de un tipo de hueso con valor medio de $1,30 \pm 0,65$, en la clasificación de *Lekholm & Zarb* (1985), y la constatación de que un 78,6% de los implantes fueron insertados en hueso de tipo 1 y un 14,3% en hueso de tipo 2, mientras que solo en un 7,2% lo fue en huesos de tipo 3 y 4. Estos valores difirieron discretamente de los encontrados por *Misch* (2006), cuyas proporciones referidas a la sector anterior mandibular fueron 6%, 66%, 25% y 3% para los las cuatro densidades óseas D1, D2, D3 y D4 de su clasificación. La presencia de un porcentaje alto de pacientes con hueso cortical abundante en la serie de estos autores puede explicar los valores medios relativamente altos en el AFR medido en el primer y segundo tiempos quirúrgicos: 79,04 y 77,09, respectivamente.

En un intento de introducir parámetros de densidad ósea objetivables, a diferencia de las clasificaciones de *Lekholm & Zarb* (1985) y *Misch* (2006), *Beer y cols.* (2003), en un estudio en 8 mandíbulas de cadáver en las que se insertaron 45 implantes dentales endoóseos tipo Brånemark System MK III[®] (Nobel Biocare AB[®], Goteborg, Sweden), correlacionaron los valores de DOR de la TC médica convencional cuantitativa en cada sitio implantario con el valor

DISCUSIÓN

de torque obtenido durante la inserción de cada uno de los implantes. Para obviar las condiciones específicas de la TC que pudieran alterar los valores de UH, los autores calibraron estos valores con valores equivalentes de cantidad (mg) de hidroxiapatita, obteniendo la densidad mineral ósea de cada sitio implantario. Observaron que tanto la posición del implante en el hueso maxilar como la altura del proceso alveolar eran malos predictores de la densidad mineral ósea. Sin embargo, los torques medios de inserción de cada implante se correlacionaron con los valores medios de densidad mineral ósea medidos en un cilindro trazado rodeando el implante en la imagen de TC. Concluyeron que la medición de la densidad mineral ósea en el sitio implantario tenía el potencial de estimar la estabilidad implantaria primaria de modo preoperatorio, y que la TC médica convencional cuantitativa permitía al cirujano identificar la densidad mineral ósea locorregional, con la identificación de los sitios implantarios óptimos.

En esta misma línea de comparación de los valores de densidad ósea radiológica con la estabilidad implantaria primaria, *Ikumi y cols.* (2005) compararon los valores de DOR en UH proporcionados por la TC médica convencional con los valores del torque de inserción durante la colocación de los implantes dentales, previamente planificados mediante el software Simplant® (Materialise, Leuven, Belgium). Estos autores, al igual que el grupo anterior, también encontraron una correlación significativa entre los valores en UH de la TC médica convencional y los valores del torque de inserción durante la colocación de los implantes. Los autores concluyeron que la TC médica convencional preoperatoria y una planificación virtual constituían herramientas

DISCUSIÓN

válidas para predecir la estabilidad implantaria primaria de modo preoperatorio.

Abundando en la cuantificación de esta relación y, mediante la aplicación de nuevas técnicas de medición de la estabilidad implantaria, *Turkyilmaz y cols.* (2007), en un estudio sobre 230 implantes dentales, evaluaron la correlación entre DOR y estabilidad implantaria primaria en términos de torque de inserción y AFR, a partir de la evaluación de imágenes de TC médica convencional de modo preoperatorio. Encontraron una diferencia estadísticamente significativa entre la DOR media de los sitios implantarios en la mandíbula (828 ± 245 UH) y el maxilar (582 ± 192 UH) ($p < 0,001$). El torque medio de inserción de los implantes colocados en la mandíbula ($40,5 \pm 6$ Ncm) fue mayor que el de los implantes colocados en el maxilar superior ($37,3 \pm 8$ Ncm) ($p < 0,05$). El valor medio de la DOR en los sitios implantarios fue mayor en las regiones anteriores que en las posteriores ($p < 0,001$). Esta última observación es similar a la que reflejan los datos del presente estudio para el maxilar superior, tanto a nivel del hueso cortical (628 vs 453 unidades NTC) como del hueso medular (408 vs 326 unidades NTC). Para la mandíbula, el valor de DOR fue mayor en el sector anterior que en el posterior a nivel del hueso cortical (753 vs 688 unidades NTC), invirtiéndose esta relación para el hueso medular (443 vs 524 unidades NTC).

En la serie de *Turkyilmaz y cols.* (2007), el torque de inserción medio de los implantes fue mayor en las regiones anteriores que en las posteriores, de ambos maxilar y mandíbula ($p < 0,001$). En el AFR observaron un ISQ medio de $70,5 \pm 7$, una DOR de 751 ± 257 UH, y un torque medio de inserción de $39,4 \pm$

DISCUSIÓN

7 Ncm. Observaron una correlación estadísticamente significativa entre los valores obtenidos mediante el AFR y la DOR obtenida mediante TC médica convencional ($r=0,659$, $p<0,001$), entre el AFR y el torque de inserción ($r=0,583$, $p<0,001$) y entre la DOR obtenida por TC médica convencional y el torque de inserción ($r=0,630$, $p<0,001$), y concluyeron que existía una fuerte correlación entre la DOR medida por TC médica convencional y el torque de inserción de colocación de los implantes dentales endoóseos, entre la DOR y el AFR y entre el torque de inserción y el AFR, en la colocación de implantes dentales endoóseos. En un estudio posterior, *Turkylmaz y cols.* (2009), mediante la colocación de 70 implantes dentales endoóseos, observaron una DOR media de 849 ± 240 UH, un valor del torque de inserción del implante de $40,9 \pm 6$ Ncm, y un valor ISQ de $73,2 \pm 6$, con una correlación significativa entre la DOR y las variables torque de inserción y AFR. Además, los autores observaron que existía una correlación lineal entre la profundidad del defecto vertical periimplantario y el valor del ARF. Estos autores propusieron el AFR como un método sensitivo y predecible para detectar cambios en el nivel o altura del hueso marginal y su utilización en la monitorización del proceso de osificación de los defectos óseos peri-implantarios.

En un intento de trasladar estas observaciones con TC médica convencional al uso de TC de haz cónico para la determinación de la DOR, se midieron los valores ISQ-0 de los implantes estudiados mediante AFR y se compararon con los valores de la DOR paraxial cortical y medular por las razones aducidas en la primera parte de la discusión. Solamente se ha referido un intento previo de correlacionar la calidad de los huesos maxilares en el sitio de colocación de

DISCUSIÓN

implantes mediante el examen post-operatorio de imágenes de TC de haz cónico con la estabilidad implantaria primaria (Song y cols., 2009). En este caso, los autores observaron que las unidades NTC o números TC y el grosor cortical se correlacionaban fuertemente con los valores ISQ ($p < 0,025$). Contrariamente a estos resultados, en la presente serie no se observó una correlación significativa entre los valores de DOR determinados por TC de haz cónico y la estabilidad implantaria primaria determinada por AFR (hueso cortical: $r = -0,082$, $p = 0,621$; hueso medular: $r = 0,138$, $p = 0,404$). Esta ausencia de relación puede visualizarse gráficamente en la **Fig.6.15**, con una disociación clara entre la línea de puntos correspondiente con los valores ISQ y los gráficos de áreas y barras correspondientes con la DOR del hueso cortical y medular en los sitios implantarios examinados. Salvando la diferencia metodológica absoluta entre un trabajo y otro, sería interesante profundizar en el análisis de esta relación en estudios futuros.

De cualquier modo, con los conocimientos actuales, la observación previa parece reforzar la idea de la utilidad del AFR no en términos absolutos justificado por una correlación firme con los valores de densidad ósea del hueso sobre el que asienta el implante, sino como una herramienta de seguimiento y evaluación de los cambios de estabilidad de cada implante a lo largo del proceso de osteointegración, como ha sido sugerido por otros autores, basándose en la observación de una importante sensibilidad en la monitorización de los cambios de la estabilidad implantaria. Otro asunto distinto es, como se detalla en el apartado 7.5.2., que el AFR tenga un poder predictivo alto para determinar el fracaso implantario, hecho este que ha sido cuestionado

DISCUSIÓN

por algunos autores (*Abrahamsson y cols.*, 2004; *González-García y cols.*, 2010), ante la ausencia en sus series de una asociación estadísticamente significativa entre la pérdida de unidades ISQ y el fracaso en la osteointegración del implante. Como se refiere más adelante (apartado 7.9) en relación con la fracción volumétrica ósea (BV/TV) del análisis por micro-TC, *Akça y cols.* (2006) observaron que la correlación entre los valores del torque de inserción y los parámetros micro-morfométricos (Tb.Th, Tb.Sp, Tb.N) fue significativa con un intervalo de confianza del 95% ($p < 0,05$), mientras que los valores ISQ no lo fueron. Esto parecería reforzar la idea de la ausencia de relación firme del AFR con los parámetros de densidad ósea, tanto a nivel radiológico (DOR) como a nivel micro-estructural (BV/TV). *Rozé y cols.* (2009) tampoco encontraron una correlación entre los parámetros micro-estructurales del hueso trabecular y el AFR, y solamente con respecto al grosor del hueso cortical alrededor de los implantes.

7.7. Respecto de la medición de las variables micro-estructurales óseas mediante micro-TC.

Se han empleado técnicas de imagen de alta resolución en el estudio del esqueleto facial con varios propósitos: 1) examen de la micro-estructura ósea en diferentes puntos anatómicos; 2) evaluación de la interfaz hueso-implante durante la osteointegración; 3) estudio de la remodelación ósea alrededor del diente sometido a carga ortodóncica; 4) control del hueso regenerado; y 5) evaluación de la respuesta ósea a los biomateriales.

DISCUSIÓN

Van der Meulen (2002) describió la mecanobiología esquelética como “la ciencia que estudia las fuerzas mecánicas que modulan la forma morfológica y estructura del tejido esquelético, por ejemplo hueso, cartílago, ligamento y tendón”. Tres han sido los avances fundamentales en mecanobiología en los últimos años: 1) modelos de estructuras por ordenador, permitiendo el análisis de los efectos de la fuerza física en la compleja geometría ósea; 2) biología molecular, permitiendo la detección de la expresión genética y la síntesis de proteínas tras la aplicación de diferentes fuerzas mecánicas; y 3) tecnología de imagen novedosa, que revela las características micro- y nano-estructurales del tejido. El estudio de la biomecánica ósea es relevante en fisiopatología ósea (v.g., riesgo de fractura en el hueso osteoporótico), en la interfaz hueso-biomaterial (v.g., cicatrización peri-implantaria), y en regeneración ósea (v.g., distracción osteogénica y osificación de fracturas).

A diferencia de los métodos biomecánicos tradicionales, los modelos de elementos finitos micro-computerizados pueden simular las diferentes propiedades biomecánicas del hueso (compresión, tensión, cizallamiento o fatiga) y no requiere la destrucción de las muestras (*Odgaard*, 1997). Debido a que las muestras remitidas no necesitan ser destruidas, la micro-TC es una técnica útil para medir la arquitectura ósea sujeta a cargas mecánicas estáticas y dinámicas, examinando la propagación del estrés, el inicio de fallo estructural y la acumulación de daño. Esta propiedad de la micro-TC permitió realizar de modo consecutivo el estudio de una serie de biopsias óseas seleccionadas, primero mediante micro-TC y posteriormente mediante histomorfometría convencional.

DISCUSIÓN

La histomorfometría y la estereología son los métodos convencionales para medir la micro-estructura ósea. Por medio de estas técnicas, se observa el hueso bajo microscopía óptica con una resolución en torno al 1 μm , realizándose las mediciones 3D por inferencia, con la generación de errores derivados de la naturaleza anisotrópica del hueso trabecular. Para reducir el número de errores en el estudio 3D, se requieren múltiples secciones seriadas y un volumen de muestra grande. Contrariamente, la radiología convencional permite una resolución de 40 μm de grosor, y los métodos digitales permiten análisis de textura en 2D, pero no evaluaciones en 3D. El grosor del hueso esponjoso trabecular se encuentra entre 100 y 150 μm , separado por espacios de 500 a 1000 μm . La TC médica convencional, con una resolución máxima de 250 μm no puede utilizarse para el estudio del tamaño medio de una trabécula individual. La micro-TC con radiación con sincrotrón (SR- μ CT) es el método de referencia para medir los parámetros de la micro-arquitectura trabecular y genera resoluciones en torno al 1 μm . Actualmente solo hay disponibles equipos para estudios in vitro. Con una resolución de 1 μm , la diferencia porcentual entre histomorfometría y micro-TC es de 2,5% para la fracción volumétrica ósea (BV/TV) y de 6,1% para la separación trabecular (Tb.Sp) (Müller y cols., 1998).

Existen numerosas ventajas en el uso de la micro-TC para la evaluación de la masa ósea y la micro-estructura de las biopsias: 1) permite mediciones 3D directas de la morfología trabecular, como el grosor trabecular y la separación trabecular, sin interferir en sus valores, como ocurre con los modelos estereológicos 2D del análisis histomorfométrico de la histología convencional

DISCUSIÓN

(Hildebrand y cols., 1997b); 2) se analiza un volumen de interés mayor en comparación con la histomorfometría de la histología convencional; 3) los análisis son más rápidos, al no precisar decalcificación de las muestras; 4) la técnica no es destructiva, con lo que las muestras pueden utilizarse en estudios posteriores como histología convencional (así se procedió en el presente estudio) o test mecánicos, 5) la micro-TC puede ser utilizada para estimar la mineralización del tejido óseo mediante la comparación de la atenuación de rayos X en el hueso con la atenuación estándar para la hidroxiapatita (Fajardo y cols., 2009).

7.7.1. Fiabilidad y precisión de la micro-TC en el estudio de biopsias óseas.

La precisión de las mediciones morfológicas de la micro-TC ha sido evaluada mediante la comparación con las técnicas tradicionales de histomorfometría en 2D en animales y humanos (Kapadia y cols., 1998; Bonnet y cols., 2009). En consonancia con los resultados del análisis de 10 biopsias de la presente serie (en las modalidades ESEM y microscopía óptica con tinción con azul de toluidina), estos estudios mostraron que las mediciones morfológicas 2D y 3D realizadas por micro-TC mostraban por lo general una alta correlación con las mediciones 2D efectuadas mediante histomorfometría convencional. Müller y cols. (1998) refirieron correlaciones muy altas ($r=0,84-0,92$) entre ambos métodos para biopsias de cresta ilíaca humana. La resolución de las imágenes y el umbral utilizado para diferenciar el hueso del tejido blando influye en estas comparaciones. Así, algunos estudios han concluido que la micro-TC sobreestima el grosor de las trabéculas en relación con la histomorfometría

DISCUSIÓN

convencional (*Chappard y cols.*, 2005), hecho este que puede deberse a varios factores: resolución inadecuada de las imágenes de micro-TC, umbral bajo de selección de hueso versus tejido blando, y el hecho de que la evaluación 3D de la micro-TC incluye las zonas de intersección de las trabéculas (nodos) para calcular el grosor trabecular, que son más gruesas que la barra trabecular aislada. Este hecho hace que aumente el grosor medio trabecular en comparación con el obtenido por el análisis histomorfométrico de la histología convencional, que únicamente analiza las barras trabeculares, sin considerar los nodos.

Se han realizado otros estudios que evalúan la fiabilidad de la técnica de micro-TC en la determinación de la micro-estructura ósea mediante su comparación con el análisis histomorfométrico de la histología convencional:

- 1) *Oosterwick y cols.* (2000) colocaron implantes de 4 mm de diámetro y de 12 mm de longitud a nivel de los cóndilos femorales de la oveja y compararon los resultados de los especímenes de hueso observados mediante micro-TC e histomorfometría, encontrando que la estructura trabecular ósea en ambos métodos de observación era muy similar.
- 2) *Maréchal y cols.* (2005), en un estudio en modelo animal, con muestras de crecimiento óseo bajo una membrana de titanio en el cráneo de conejo, encontraron una correlación alta ($r^2=0,72$; $p<0,001$) entre los resultados histomorfométricos del análisis histológico y los resultados de la micro-TC.

DISCUSIÓN

- 3) *Müller y cols.* (1998), en un estudio de la estructura trabecular de biopsias óseas humanas, encontraron una alta correlación ($r^2=0,71-0,86$) y precisión (diferencia porcentual media de 2,2-6,1%) entre micro-TC e histomorfometría.
- 4) *Kuhn y cols.* (1990) compararon los resultados obtenidos del estudio por micro-TC de biopsias de hueso con los resultados hallados tras el examen histomorfométrico de 4 a 5 secciones histológicas consecutivas de cada una de esas biopsias de hueso, encontrando coeficientes de correlación de Pearson en un rango entre 0,72 y 0,83 y diferencias porcentuales entre 3,2% y 10,5%, en la misma línea que otros estudios.
- 5) *Chappard y cols.* (2005), en un estudio sobre 70 biopsias de hueso humano con enfermedad metabólica ósea, encontraron una correlación lineal muy alta entre los valores obtenidos mediante micro-TC y los valores del análisis histomorfométrico obtenidos mediante histología convencional.
- 6) *Morinaga y cols.* (2008) relacionaron exitosamente los hallazgos histomorfométricos del análisis histológico por microscopía óptica y microscopía electrónica con los hallazgos de la micro-TC en relación con el proceso de osteointegración implantaria en ratas.

En relación con las ventajas e inconvenientes del estudio de biopsias óseas por micro-TC, varios han sido los hallazgos referidos en la literatura:

- 1) *Maréchal y cols.* (2005) mostraron que el volumen óseo (BV) podía medirse mediante micro-TC en lugar de histomorfometría convencional,

DISCUSIÓN

con un 16% de error. En este estudio, este error se debió al efecto de dispersión de las membranas de titanio y a la imposibilidad de distinguir entre hueso neoformado y hueso original del cráneo en las imágenes de micro-TC. Observaron que las principales limitaciones de la micro-TC son la ausencia de discernimiento del hueso osteoide con muy bajo contenido mineral y la dificultad de detección del hueso en contacto próximo con membranas de titanio.

- 2) *Oosterwick y cols.* (2000), refirieron para la micro-TC la ventaja substancial de poder analizar hueso con gran precisión a partir de muestras pequeñas alrededor de los implantes, y entre sus ventajas: 1) no destruir la muestra (a diferencia de las secciones histológicas que contienen la superficie metálica del implante y el hueso sin decalcificar); 2) mayor rapidez de la prueba; y 3) categorización 3D completa de la estructura ósea alrededor del implante.
- 3) *Butz y cols.* (2006), en un estudio de biopsias óseas periimplantarias mediante micro-TC, observaron que los perfiles de osteointegración revelaban un porcentaje de hueso trabecular creciente con la proximidad al implante, y una correlación significativa entre micro-TC e histomorfometría convencional para el hueso cortical ($r=0,65$; $p<0,05$) y para el hueso trabecular ($r=0,92$; $p<0,05$) a las distancias de 24 y 240 μm de la superficie del implante, pero no para distancias comprendidas entre los 0 y 24 μm de la superficie.
- 4) *Morinaga y cols.* (2008), en un estudio experimental en ratas, observaron mediante microscopía electrónica de transmisión y micro-TC que la

DISCUSIÓN

formación ósea alrededor de implantes dentales endoóseos de titanio no se producía desde la superficie del implante o de hueso pre-existente, sino que se progresaba a partir de una pequeña distancia de la superficie del implante, a partir de grupos aislados, que iban confluyendo formando hueso reticular y más tarde laminar.

5) *Chappard y cols.* (2005), observaron que, aunque las imágenes de micro-TC tenían una apariencia cuasi-histológica, los límites de la trabéculas estaban menos definidos que en las secciones histológicas teñidas por tricrómico de Goldner. El análisis con micro-TC era más rápido que el histológico (unas 6 horas desde la adquisición de la muestra) y permitía un examen no destructivo del espécimen antes del análisis patológico, pero sobreestimó ligeramente el volumen óseo (BV) en la serie presentada por los autores. Por el contrario, las variables relacionadas con la estructura de las trabéculas y del espacio medular fueron mucho más exactos que los proporcionados por el análisis histomorfométrico.

6) *Moon y cols.* (2004) refieren que el escaneo y reconstrucción de los especímenes evaluados mediante micro-TC requiere mucho tiempo y que el equipo es caro y difícil de manejar, no siendo práctico su uso en clínica, aunque sí en experimentación en endodoncia, periodoncia, ortodoncia e implantología.

Las observaciones de todos estos estudios permiten concluir que la micro-TC es una técnica fiable en el estudio de la micro-estructura del hueso, con una alta precisión y correlación fuerte (r superior a 0,7 para la mayoría de los

DISCUSIÓN

estudios) con el análisis histomorfométrico de la histología convencional. Esta premisa permitió establecer una base fiable para el estudio de la relación entre

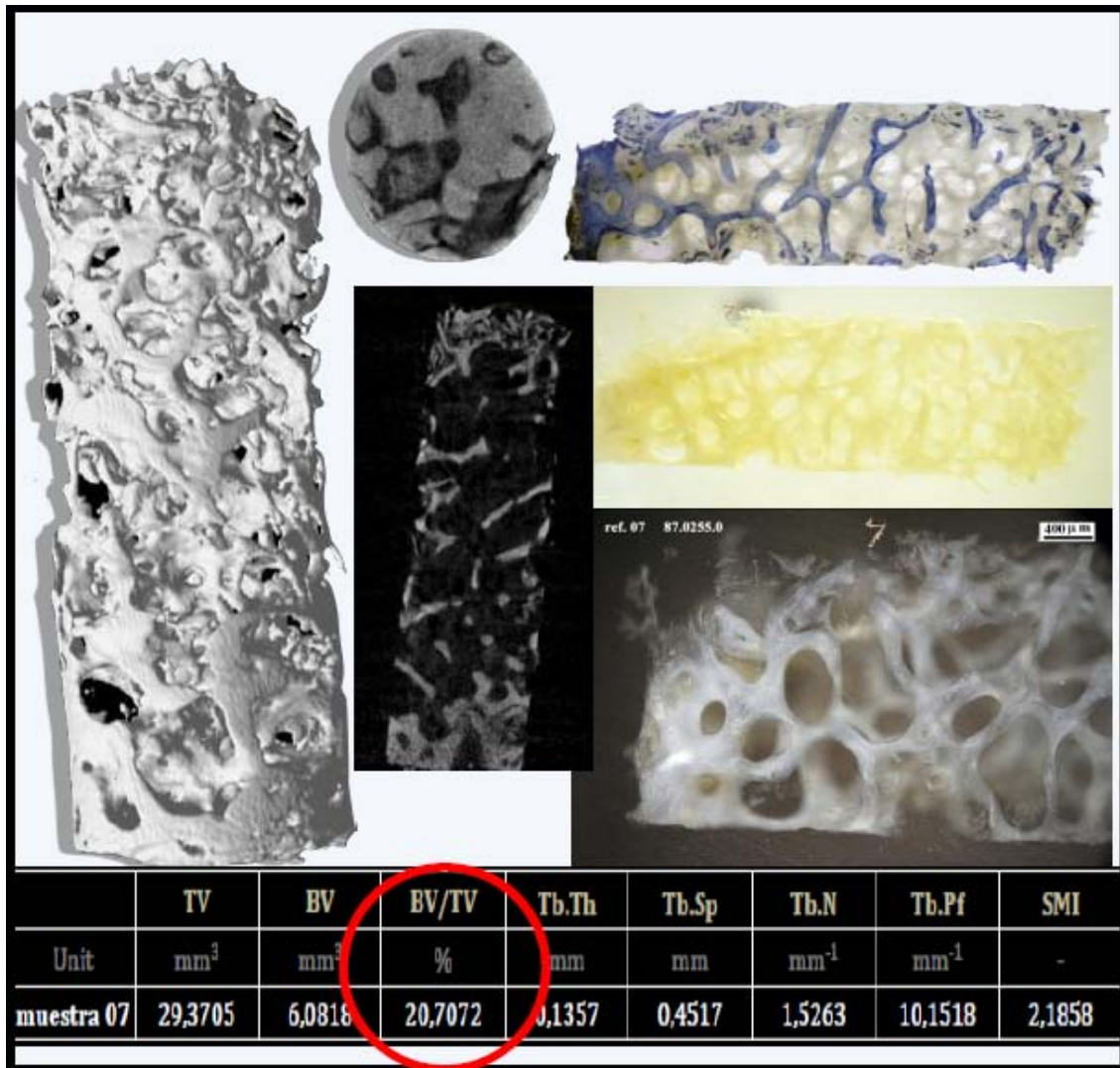


Fig.7.24. Paciente de la biopsia 7. Imágenes del micro-TC y su comparación con las obtenidas del estudio histomorfométrico convencional mediante microscopio óptico de luz visible, microscopio óptico de campo oscuro, microscopio óptico con tinción con azul de toluidina y ESEM. En la parte inferior se detallan los valores histomorfométricos adquiridos. En este caso se observó un hueso poco denso con BV/TV de 20,7%.

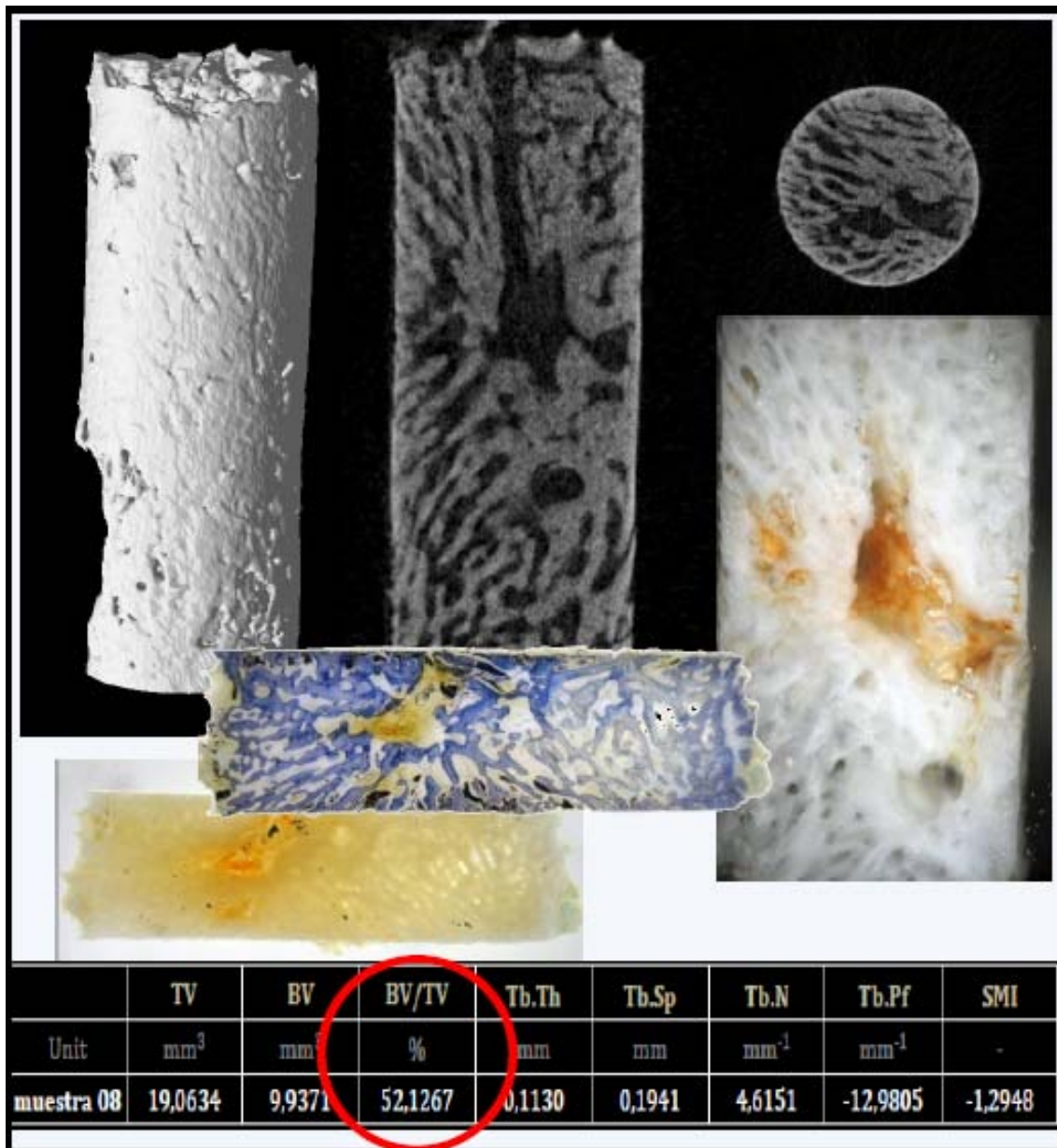


Fig.7.25. Paciente de la biopsia 8. Imágenes del Micro-TC y su comparación con las obtenidas del estudio histomorfométrico convencional mediante microscopio óptico de luz visible, microscopio óptico de campo oscuro, microscopio óptico con tinción con azul de toluidina y ESEM. En la parte inferior se detallan los valores histomorfométricos adquiridos. En este caso se observó un hueso poco considerablemente denso con BV/TV de 52,12%.

los valores del análisis de la DOR obtenidos en las imágenes de TC de haz cónico y la micro-estructura del hueso analizado por micro-TC.

7.7.2. Variables micro-estructurales obtenidas por micro-TC.

Fracción volumétrica ósea (BV/TV)

Moon y cols. (2004), en un estudio de 10 biopsias óseas de mandíbula de cadáver humano analizadas por micro-TC, observaron un rango de BV/TV entre 2,55% y 68%, con las regiones de hueso alveolar presentando una BV/TV significativamente superior a la de las regiones basales por debajo del canal del nervio alveolar inferior. Para la presente serie, el valor más bajo de BV/TV fue 13,22% y el valor máximo 72,99%, discretamente superiores al mínimo y máximo de la serie de *Moon y cols.* (2004), probablemente debido a que las 39 biopsias fueron extraídas de la región alveolar de los huesos maxilares, que se refiere más densa, incluso a pesar del peso relativo (66%) del subconjunto de biopsias procedentes del maxilar superior, que mostró una BV/TV media inferior a la mandibular. Cuando se considera únicamente el rango referido a la región alveolar de la mandíbula, los autores refieren un rango de 24,89-68 %, con una elevación congruente del valor mínimo por encima del observado en nuestra serie, lo que se explica por la inclusión en la misma de hueso procedente del maxilar superior en una proporción mayor. La BV/TV media del estudio de *Moon y cols.* (2004) para la porción alveolar del hueso mandibular fue 43,74%, un valor discretamente inferior al observado en la presente serie (48,70%), a pesar de la inclusión de biopsias óseas procedentes del maxilar superior en el cálculo de la media. El tamaño muestral mayor y el estudio del hueso en el paciente vivo podrían explicar esta diferencia, que incluso sería algo superior con la exclusión de las biopsias procedentes del maxilar superior menos denso.

DISCUSIÓN

Zhang y cols. (2010), en un reciente estudio clínico en 17 mujeres postmenopáusicas con osteoporosis y osteoartritis, examinaron la microestructura del hueso trabecular subcondral de la cabeza femoral mediante micro-TC. Encontraron para el hueso osteoporótico una BV/TV de 19,62%, frente a un 34,83% para el hueso osteoartrítico. Estos valores fueron inferiores al mostrado por los huesos maxilares en el presente estudio (BV/TV=48,70%), lo cual refleja la mayor densidad ósea del hueso procedente de maxilar superior y mandíbula de pacientes sanos.

Chappard y cols. (2001) estudiaron 148 biopsias de hueso de cresta ilíaca procedente de pacientes con osteoporosis, observando correlaciones entre: 1) BV/TV y Tb.Th ($r=0,72$); 2) BV/TV y Tb.Sp ($r=-0,66$); y 3) BV/TV y Tb.N ($r=0,75$). En la presente serie de 39 biopsias de hueso maxilomandibular de pacientes sanos también se observaron correlaciones significativas entre: 1) BV/TV y Tb.Th ($r=0,711$, $p<0,001$); 2) BV/TV y Tb.Sp ($r=-0,846$, $p<0,001$); y 3) BV/TV y Tb.N ($r=0,601$, $p<0,001$). Estas correlaciones, con discretos matices en cuanto a la fuerza de correlación para cada par comparado, tuvieron el mismo sentido y valores r muy similares, a pesar de las diferentes características densitométricas y estructurales de las procedencias óseas de la presente serie en relación con el estudio de *Chappard y cols.* (2001). *Zhang y cols.* (2010), en el estudio referido previamente, encontraron una correlación positiva algo más fuerte entre BV/TV y Tb.Th ($r=0,91$) y negativa más débil entre BV/TV y Tb.Sp ($r=-0,64$) que las observadas en nuestra serie, hecho explicable por la diferente procedencia de las muestras óseas y la edad y patología de base de los pacientes examinados.

DISCUSIÓN

En la presente serie se evidenció una fuerte correlación positiva entre BV/TV y Tb.Th ($r=0,711$, $p<0,001$), con el establecimiento de un valor umbral de BV/TV=50%, por encima del cual la mayoría de las biopsias presentaron Tb.Th>0,2 mm, y por debajo del cual la mayor parte presentó valores de Tb.Th<0,2 mm. La Tb.Sp guarda una fuerte correlación negativa ($r=-0,846$, $p<0,001$) con respecto a BV/TV en los huesos maxilares, en base a lo observado en la presente serie, objetivándose un nivel umbral en BV/TV= 50%, por encima del cual la mayoría de las biopsias presentaron Tb.Sp<0,3 mm, y por debajo del cual la mayor parte presentó valores de Tb.Sp>0,3 mm. En relación con Tb.N, la correlación con BV/TV fue $r=0,61$ ($p<0,001$), presentando la mayoría de las muestras con BV/TV>50% un valor de Tb.N>2, frente a Tb.N<2 para la mayor parte de biopsias con BV/TV<50%. BV/TV presentó correlaciones negativas fuertes con Tb.Pf ($r=-0,801$, $p<0,001$) y con SMI ($r=-0,706$, $p<0,001$). Se objetivó un valor umbral en BV/TV=50%, por encima del cual la mayoría de las muestras óseas presentaron valores de Tb.Pf y SMI negativos, y por debajo del cual la mayor parte mostró valores de Tb.Pf y SMI positivos entre 1 y 2,5. De modo global, el hueso de los maxilares con densidad elevada y fracción volumétrica ósea superior a 50% presenta trabéculas gruesas de más de 0,2 mm (200 μ m) separadas menos de 0,3 mm (300 μ m), que son cruzadas por más de 2 trabéculas por unidad de longitud a través del volumen de interés, y que muestran un alto grado de conectividad. Se observó además una relación inversa de la variable Tb.Pf con la BV/TV, lo cual ilustra que las biopsias óseas con trabéculas menos conectadas muestran una densidad ósea menor.

DISCUSIÓN

Grosor trabecular (Tb.Th), Separación trabecular (Tb.Sp) y Número trabecular (Tb.N)

Moon y cols. (2004), en el estudio anteriormente citado, encontraron valores de Tb.Th comprendidos entre 0,12 y 0,45 mm, con valores superiores a nivel de la región alveolar del hueso mandibular. Este rango fue muy similar al observado en la presente serie: 0,11-0,40 mm. Los valores medios de Tb.Th para las regiones alveolar y basal mandibulares fueron 0,31 y 0,22 mm, coincidente esta última con el valor medio de Tb.Th de la serie estudiada para ambos huesos maxilares. Estos datos coinciden en mostrar al hueso maxilar superior como un hueso menos denso con trabéculas más finas, por cuanto el grosor medio trabecular de la presente serie con un 66% de biopsias óseas procedentes del maxilar superior fue 0,9 mm inferior al observado para la región alveolar del hueso mandibular de la serie de *Moon y cols.* (2004).

El parámetro Tb.Sp sí mostró unas diferencias importantes con respecto al observado en la presente serie, con un valor medio de 0,51 y 1,31 mm para las regiones alveolar y basal de la mandíbula en la serie de *Moon y cols.* (2004), y de solo 0,31 mm para la presente serie. El rango de Tb.Sp de la serie antedicha fue 0,35-2,32 mm, muy por encima del rango observado en la presente serie: 0,14-0,56 mm. A pesar de la inclusión de biopsias procedentes del maxilar superior, los resultados de la presente serie indican la presencia de un tejido óseo considerablemente denso a nivel de los huesos maxilares, con una separación pequeña entre sus trabéculas, unos 0,2 mm menor que en el estudio referido.

DISCUSIÓN

El parámetro Tb.N mostró valores comprendidos entre 0,40 y 2,72 en el estudio de *Moon y cols.* (2004), con valores medios de 1,27 y 0,70 para las regiones alveolar y basal del hueso mandibular. El Tb.N medio de la presente serie fue 2,19, con un rango de 1,13 a 4,61, valores todos muy superiores a los encontrados en la serie antedicha, lo que refleja, a pesar de la inclusión de biopsias procedentes del maxilar superior, la presencia de trabéculas que son cruzadas muchas veces por otras trabéculas en una dirección determinada. La presencia de valores de BV/TV y Tb.N superiores a los encontrados por Moon y cols. (2004) en 10 biopsias de hueso mandibular de cadáver, junto con un valor medio de Tb.Sp inferior permiten ajustar con mayor precisión la micro-estructura de los huesos maxilares en la región alveolar donde se sitúan los implantes dentales. En efecto, acorde a nuestros hallazgos, los huesos maxilares son substancialmente más densos en el paciente vivo que lo referido previamente por *Moon y cols.* (2009).

En relación con la comparación entre el grosor trabecular (Tb.Th) y la separación trabecular (Tb.Sp), la presente serie demostró una correlación significativa negativa débil entre ambas variables ($r=-0,379$). La relación de estas variables no resulta absolutamente obvia desde un punto de vista fisiológico, pero la correlación entre ambas, aunque débil, es evidente a tenor de los resultados. Ciertamente, la presencia de trabéculas más gruesas puede justificar que el espacio entre ellas sea menor, y viceversa, aunque esta situación no se cumplió en todos los casos. Resulta interesante para la descripción de la micro-estructura de los huesos maxilares, la constatación de un valor umbral de 0,2 mm para el Tb.Th, por debajo del cual, la mayoría

DISCUSIÓN

(72,22%) de las trabéculas se encontraron separadas una media de más de 0,3 mm en todas las direcciones. En base a los resultados observados, las regiones de hueso maxilar más denso ($BV/TV > 50\%$) presentaron trabéculas de grosor superior a 0,2 mm y escasa separación entre sí. Esta “superpoblación” de trabéculas de gran tamaño justificaría la mayor resistencia de las zonas con mayor densidad ósea histomorfométrica.

A tenor de los resultados observados en la presente serie, se demuestra la existencia de correlaciones numerosas entre las diferentes variables micromorfométricas analizadas. Como se enuncia con anterioridad, la correlación entre Tb.Th y Tb.Sp fue de signo negativo y débil ($r = -0,379$, $p = 0,017$). Para Tb.Sp, la correlación fue mayor y de signo negativo con Tb.N ($r = -0,773$, $p < 0,001$) y FD ($r = -0,566$, $p < 0,001$), aunque Tb.Th no mostró ninguna correlación con estas. Tb.N, además de correlacionarse negativamente con Tb.Sp, mostró correlaciones negativas fuertes con Tb.Pf ($r = -0,827$, $p < 0,001$) y SMI ($r = -0,735$, $p < 0,001$) y, por el contrario, correlación positiva con FD ($r = 0,830$, $p < 0,001$) y BV/TV ($r = 0,601$, $p < 0,001$), más fuerte para la primera que para la segunda, aunque del mismo signo. AkÇa y cols. (2006), en un estudio sobre el maxilar de un cadáver humano en el que se insertaron 12 implantes dentales de dos superficies distintas, observaron una correlación positiva significativa entre Tb.Th y Tb.N ($r = 0,591$, $p = 0,043$), que no se objetivó en la presente serie, y correlaciones negativas significativas entre Tb.Th y Tb.Sp ($r = -0,682$, $p = 0,015$), del mismo signo y discretamente superior a la observada en la presente serie, y entre Tb.N y Tb.Sp ($r = -0,958$, $p < 0,001$), del mismo signo y ligeramente superior a la observada en la presente serie. Aunque coinciden en

DISCUSIÓN

rasgos generales, el mayor tamaño muestral, la procedencia de las 39 muestras de 31 pacientes vivos y no de un espécimen de cadáver humano, y la inclusión de hueso maxilar superior y mandíbula de la presente serie, confieren a los resultados de la misma mayor fiabilidad que los aportados por la serie de AkÇa y cols. (2006). Las correlaciones positivas de Tb.Th y Tb.N y la correlación negativa de Tb.Sp, con respecto a la densidad ósea radiológica serán analizadas en el epígrafe 7.8.

Índice del modelo estructural (SMI)

Con respecto a la variable SMI, su cálculo implica la medición de la convexidad de las superficies trabeculares, mediante la dilatación del modelo tridimensional, es decir, añadiendo un vóxel de grosor a las superficies binarizadas como hueso. La variable SMI se calcula relacionando la superficie de hueso previa y posterior a la dilatación con el volumen de hueso inicial. Las superficies cóncavas de cavidades cerradas de hueso representan convexidad negativa para el cálculo del SMI, con lo cual regiones óseas que contengan muchas cavidades cerradas (normalmente muestras con un BV/TV>50%) pueden tener valores negativos de SMI. Esta situación se observó en 14 muestras de la presente serie (2, 6, 8, 13, 16, 23, 24, 30, 32, 35, 38, 45, 48 y 50). Como consecuencia, el SMI es sensible al BV/TV, y esto puede acentuar diferencias en los valores SMI entre grupos experimentales. En muestras óseas de otras localizaciones distintas a los huesos maxilares, como el fémur distal, vértebras, cabeza femoral o tibia, es raro encontrar valores negativos de SMI.

El hallazgo en la presente serie de un alto número de biopsias (35,9%) con SMI negativos indica la procedencia de las mismas de un hueso más denso. Según

DISCUSIÓN

el método utilizado para calcular este parámetro, una placa ideal tendría un SMI de 0, y un tubo o cilindro ideal tendría un SMI de 3. Cuánto más cerca esté el valor de 3, existirá una abundancia mayor de trabéculas en forma de tubo; por el contrario, cuánto más se acerque el valor a 0, existirá una abundancia mayor de trabéculas en forma de placa. Un 56,1% de las biopsias mostraron valores de SMI positivos, con un 24% de biopsias con predominio de trabéculas en forma de placas, un 28% de biopsias con predominio de trabéculas con forma de tubo, y un 48% de biopsias con igual predominio de ambos tipos de trabéculas. En el presente estudio se ha observado un valor de SMI superior a 3 (muestra 43). Este dato es muy raro en la práctica y no ha sido referido previamente, aunque, según el método de cálculo, en teoría es posible un valor superior a 3, ya que si una placa ideal tendría un SMI de 0 y un cilindro ideal un SMI de 3, una esfera ideal tendría un SMI de 4.

Los valores de SMI negativos se han asociado a huesos con BV/TV altos, como en la presente serie en relación con los huesos maxilares, donde la mayoría de las biopsias con SMI negativos presentaron valores de BV/TV superiores al 50%. Sin embargo, en estos casos la variable SMI deja de tener sentido para la caracterización morfológica de las trabéculas. No se puede afirmar que en la biopsia con SMI negativo predominen uno u otro tipo de trabéculas, aunque se entiende que cuando la BV/TV es alta predominan las trabéculas en forma de placa sobre las trabéculas en forma de tubo. Esto es debido a que las trabéculas en forma de placa ocupan más volumen, mientras que las trabéculas en forma de tubo dejan más espacio entre sí (Tb.Sp mayor).

DISCUSIÓN

Esta disposición podría tener implicaciones funcionales, dependiendo de su localización en el esqueleto maxilomandibular.

En relación con este aspecto, *Moon y cols.* (2004) investigaron la microestructura trabecular de la mandíbula en sus regiones alveolar y basal en 10 biopsias óseas por medio de micro-TC. Observaron que la región alveolar presentaba una estructura trabecular más compacta de tipo placa que la región basal. El hueso de la región alveolar presentó comparativamente una relación volumétrica ósea (BV/TV) mayor, un grosor trabecular (Tb.Th) mayor y un número trabecular (Tb.N) mayor que el hueso de la región basal. Por el contrario, la separación trabecular (Tb.Sp) y el SMI fueron menores en la región alveolar que en la región basal. Los autores concluyeron que la región alveolar del hueso mandibular estaba formada por una estructura compacta de hueso con gran cantidad de trabéculas gruesas en forma de placa, que proporcionaban gran resistencia a las fuerzas de masticación. Contrariamente, la región basal mandibular, no sometida a fuerzas masticatorias estaba formada por una estructura trabecular más laxa de unas pocas trabéculas finas y con forma de tubo.

Estas observaciones coinciden con los hallazgos del presente estudio en señalar a las regiones del esqueleto maxilomandibular con valores bajos de SMI y Tb.Sp como regiones con valores de BV/TV, Tb.Th y Tb.N altos y, por lo tanto, regiones de hueso más denso. En el presente estudio se pudo cuantificar para el SMI un valor umbral de 0, por debajo del cual, la mayoría de las biopsias óseas analizadas presentaban valores de BV/TV superior al 50%, estableciéndose una correlación negativa ($r=-0,706$) con una fuerte asociación

DISCUSIÓN

estadística entre ambas variables. Se observó además que todas las muestras con BV/TV inferior al 50% presentaban valores SMI positivos, la mayor parte entre 1 y 2,5, con los valores de SMI más altos correspondientes con biopsias con BV/TV bajos y, por lo tanto, procedentes de regiones de hueso maxilomandibular poco denso con preponderancia de estructuras con forma de tubo. En la presente serie, 20 biopsias (51,28%) mostraron valores SMI negativos o positivos con $SMI < 1$, con valores altos de BV/TV, lo que indicaría la presencia de hueso de densidad elevada y predominio de estructuras trabeculares con forma de placa. Solamente 7 de 39 biopsias (17,9%) presentaron valores de SMI superiores a 2, con predominio de hueso poco denso con mayoría de trabéculas con forma de tubo. El resto (25,64%) fueron muestras con igual predominio de estructuras trabeculares con forma de placa y tubo.

En la presente serie, SMI se correlacionó positivamente con Tb.Sp ($r=0,631$, $p<0,001$) y Tb.Pf ($r=0,942$, $p<0,001$), y lo hizo negativamente con DOR axial ($r=-0,704$, $p<0,001$), BV/TV ($r=-0,706$, $p<0,001$), Tb.N ($r=-0,735$, $p<0,001$) y FD ($r=-0,557$, $p<0,001$). De los resultados de la presente serie se desprende que los huesos maxilares con SMI elevados tienen una fracción volumétrica ósea baja, es decir con poca densidad ósea, una menor concentración de trabéculas que se entrecruzan entre sí, y estructuras trabeculares en forma de tubo poco conectadas y muy separadas entre sí. Por el contrario, los huesos maxilares con valores de SMI bajos tienen una fracción volumétrica ósea alta, es decir con elevada densidad ósea, una mayor concentración de trabéculas que se

DISCUSIÓN

entrecruzan entre sí, y estructuras trabeculares en forma de placa muy conectadas y juntas entre sí.

El valor medio de SMI (0,35) de la presente serie es inferior al referido para el hueso osteoporótico (SMI=1,33) e incluso para el hueso artrósico (SMI=0,60) de la serie de biopsias óseas de la cabeza del fémur obtenidas recientemente por *Zhan y cols.* (2010) de mujeres postmenopáusicas con estas patologías. Este hecho ilustra la mayor preponderancia de estructuras trabeculares con forma de placa en los huesos maxilares de pacientes sanos en comparación con otras regiones óseas como el fémur, no solo para pacientes con densidad ósea disminuida como en la osteoporosis, sino también en pacientes con artrosis, hueso con un número mayor de estructuras trabeculares en forma de placa que el observado en el hueso osteoporótico.

Grado de anisotropía (DA)

Se dice que un material es isotrópico cuando tiene las mismas propiedades en las tres direcciones del espacio, y anisotrópico cuando no se mantienen estas mismas propiedades en función de la dirección del espacio analizada. La propiedad arquitectural más llamativa del hueso medular es el grado de anisotropía (DA), que hace referencia a cómo de diferente se comporta el hueso en función de la dirección de la aplicación de una determinada fuerza. Este grado de anisotropía del hueso medular viene determinado por la orientación de las trabéculas. Las propiedades mecánicas del hueso son también anisotrópicas. El término “orientación” denota la disposición hemisférica de un eje en oposición a la dirección esférica de un vector (*Fisher y cols.*, 1987). Definamos α como la propiedad de interés: si α no cambia con la

DISCUSIÓN

orientación, entonces el material es isotrópico con respecto a α . Si α es considerablemente mayor (o menor) en una orientación ω que en cualquier otra orientación, y si α es constante para la rotación alrededor de ω , entonces el material es transversalmente isotrópico con respecto a α . Si existe una orientación principal ω , y α tiene un máximo y un mínimo en un plano perpendicular a ω , entonces el material es ortotrópico con respecto a α . De modo general, el DA es una medida de la simetría del objeto, o de la presencia o ausencia de estructuras alineadas en una determinada dirección.

Debido a la naturaleza anisotrópica del hueso, se han hecho esfuerzos para relacionar los datos obtenidos de imágenes en 2D (rayos X convencional o imágenes histológicas) con los datos obtenidos de imágenes en 3D adquiridos por micro-TC o micro-RMN. En las imágenes en 2D se puede usar una escala de grises para determinar el área ósea de una muestra. En las imágenes en 3D, el BV/VT es el mejor índice para establecer la densidad ósea. Se ha demostrado que estas dos variables están correlacionadas entre sí y con la resistencia biomecánica del hueso trabecular en la mandíbula del cerdo (*Huh y cols.*, 2006). Además de la fracción volumétrica ósea (BV/TV), el DA es probablemente el parámetro más determinante de la resistencia mecánica (*Odgaard*, 1997).

La presente serie no aporta nuevos datos con respecto a la correlación de DA y las otras variables micro-estructurales, como BV/TV. DA no mostró correlación con ninguna de las variables micro-estructurales del estudio con micro-TC, ni con la DOR axial de la TC de haz cónico. *Jasty y cols.* (1985) han referido que existen métodos para la caracterización completa de la anisotropía mecánica

en regiones de hueso medular suficientemente grandes, aunque estos métodos no son aplicables para caracterizar biopsias de hueso medular individuales.

7.8. Correlación entre DOR medida por TC de haz cónico y variables micro-estructurales óseas obtenidas por micro-TC.

El estudio de la correlación entre DOR evaluada por TC de haz cónico y las variables micro-estructurales de los huesos maxilares calculadas por micro-TC es uno de los pilares fundamentales del presente trabajo. Resulta interesante advertir que existen unos pocos estudios (*Engelke y cols.*, 1993; *Müller y cols.*, 1996) que estudian la correlación entre densidad ósea del hueso evaluada por TC médica convencional (en unidades Hounsfield) con los parámetros micro-estructurales obtenidos por medio de micro-TC de muestras óseas procedentes de otras regiones distintas de los huesos maxilares. Muy pocos autores han estudiado la correlación entre densidad ósea del hueso evaluada por TC médica convencional con los parámetros micro-estructurales obtenidos por medio de micro-TC de muestras óseas procedentes de los huesos maxilares (*Stoppie y cols.*, 2006). Hasta la realización del presente trabajo, no se había estudiado previamente la correlación entre la DOR obtenida por TC de haz cónico y la micro-estructura del hueso por medio de micro-TC en muestras óseas de los huesos maxilares. Este hecho es mayormente remarcable por tratarse de biopsias óseas procedentes de pacientes vivos sometidos a rehabilitación dental en los sitios de colocación de implantes dentales.

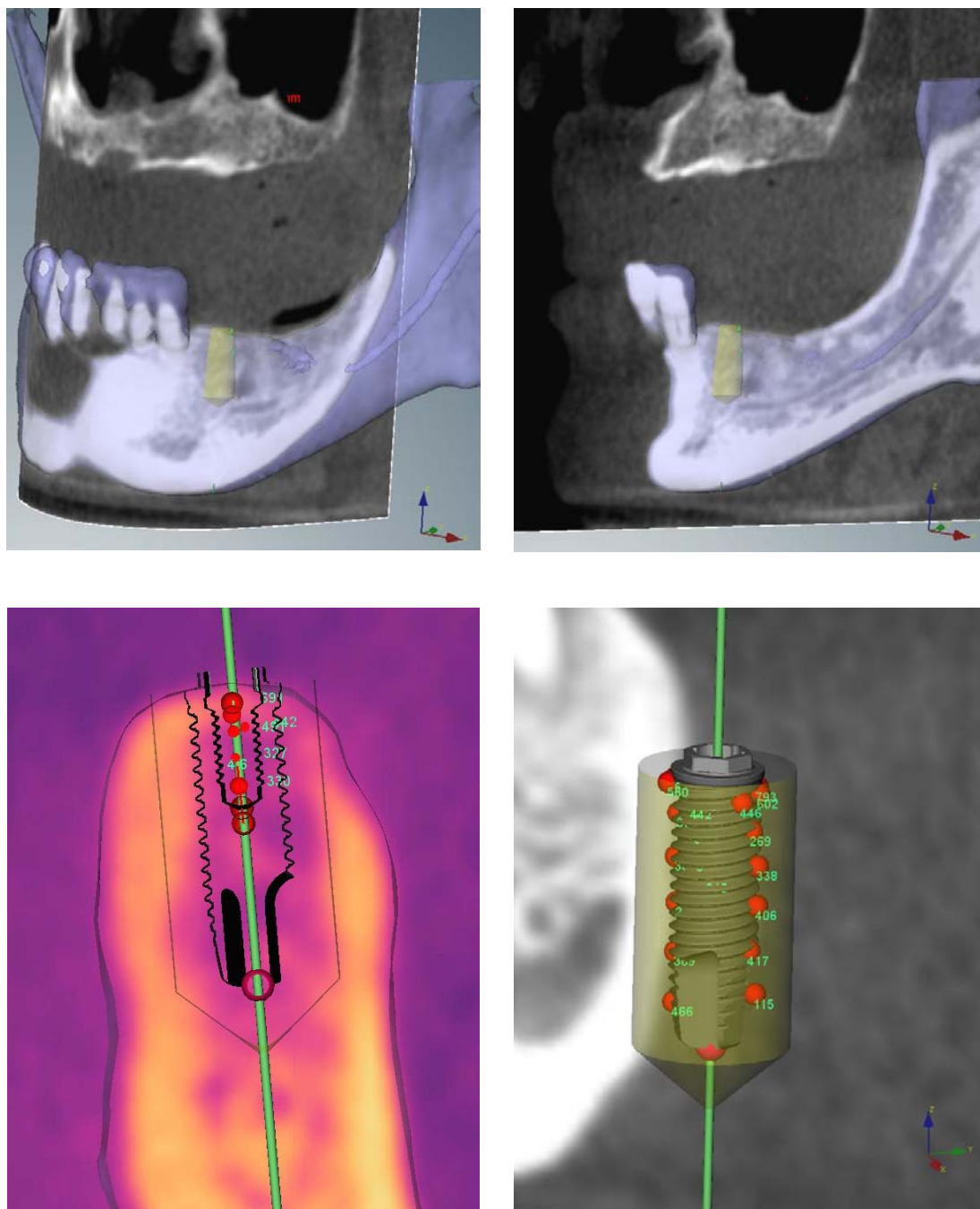


Fig.7.26. Biopsia del paciente 34. Planificación de la colocación de la colocación de implante dental endoóseo en mandíbula y medición de los valores de DOR axial y paraxiales mesial y distal.

La correlación entre el análisis 3D de cortes de hueso obtenidos por TC de alta resolución y el análisis morfométrico 2D ha sido analizado previamente para

DISCUSIÓN

hueso procedente de las extremidades (*Müller y cols.*, 1996). *Engelke y cols.* (1993) investigaron las ventajas y desventajas de la micro-TC y de la TC de alta resolución comparadas con las obtenidas por micro-radiografía y las secciones histológicas. Refirieron que la ventaja más importante de la TC era la preparación de las muestras, que era menos destructivo (micro-TC, resolución $<100\text{ }\mu\text{m}$) o no invasivo (TC de alta resolución, resolución $200\text{ }-500\text{ }\mu\text{m}$). Para conseguir una medición precisa de los índices estructurales, como el grosor trabecular, es necesaria una resolución en el orden de $20\text{ }\mu\text{m}$. Sin embargo, en la aplicación in vivo de la imagen de TC médica convencional es difícil descender por debajo de $100\text{ }\mu\text{m}$. El principal obstáculo en este punto es la dosis de radiación recibida por el paciente, que es inversamente proporcional a la cuarta potencia de la resolución espacial. Teniendo esto en cuenta, la resolución de $20\text{ }\mu\text{m}$ para el análisis de los índices estructurales (como el grosor trabecular) no es posible en las mediciones in vivo. *Müller y cols.* (1996) en un estudio con TC de alta resolución, que permitía una resolución de $23\text{ }\mu\text{m}$, consiguieron correlacionar los parámetros micro-estructurales 3D del hueso trabecular obtenidos con TC médica de alta resolución con los analizados mediante micro-TC, in vitro. En base a estos resultados, los autores refirieron la potencial aplicabilidad de la TC médica de alta resolución en las mediciones in vivo empleando morfometría ósea cuantitativa. Esta aplicación es especialmente útil en la realización de mediciones repetitivas en el paciente vivo, que no puede realizarse mediante secciones histológicas. La micro-TC y la TC médica de alta resolución permiten además la medición del comportamiento mecánico anisotrópico del hueso trabecular.

DISCUSIÓN

Stoppie y cols. (2006) estudiaron la relación existente entre los valores de las unidades Hounsfield en la TC médica convencional de mandíbulas humanas con los valores morfométricos, densitométricos y biomecánicos obtenidos por micro-TC, absorciometría dual de rayos X (DEXA) y test de compresión, en un intento de optimizar la evaluación pre-operatoria de la calidad de hueso establecida por *Lekholm & Zarb* (1985). La TC médica convencional demostró su utilidad en muestras de mandíbula con cortical fina, pero no en aquellas muestras óseas con cortical gruesa, que parecían añadir errores a la imagen, incrementando la densidad del hueso trabecular. Estos autores concluyeron que los sistemas de medición basados en las unidades Hounsfield deben manejarse con precaución en clínica, ya que solo son válidos con mediciones de hueso trabecular aislado o con cortical fina. Por lo tanto, la utilidad de los valores de densidad ósea obtenidos por TC médica convencional también han sido cuestionada para muestras óseas con cortical gruesa.

De los datos desprendidos del presente estudio, se observa una correlación positiva fuerte ($r=0,858$, $p<0,001$) entre la DOR medida mediante TC de haz cónico y la fracción volumétrica ósea (BV/TV) evaluada mediante micro-TC. Se estableció un valor de inflexión de 450 unidades NTC en el TC de haz cónico por encima del cual la mayoría de las muestras óseas de los huesos maxilares (90,47%) presentaron valores de BV/TV superiores al 50%, y por debajo del cual la mayoría de las biopsias (83,33%) presentaron valores de BV/TV inferiores al 50%. Añadido a esta correlación entre DOR y BV/TV, dado que la mayor parte de las biopsias óseas con BV/TV superior a 50% presentan valores de grosor trabecular (Tb.Th) superiores a 0,2 mm, valores de

DISCUSIÓN

separación trabecular (Sp.Tb) inferior a 0,3 mm y valores de número trabecular (Tb.N) superiores a 2 (81,81%, 90,9% y 86,36%, respectivamente), se puede establecer una relación clara entre las medidas de la DOR de la TC de haz cónico y los parámetros micro-estructurales de los huesos maxilares evaluados por micro-TC. Las ecuaciones de regresión: **Tb.Th** = 0,134 + 0,00019·**DOR AXIAL** y **Tb.Sp** = 0,468 - 0,00033·**DOR AXIAL** muestran, respectivamente, la correlación positiva y negativa de ambas variables con respecto a la DOR axial. Estas correlaciones, positiva entre DOR y Tb.Th ($r=0,574$) y negativa entre DOR y Tb.Sp ($r=-0,654$), son similares a las observadas entre BV/TV y Tb.Th ($r=0,711$) y entre BV/TV y Tb.Sp ($r=-0,846$), como cabe inferir por la correlación positiva entre DOR y BV/TV ($r=0,858$), todo lo cual ilustra la correlación íntima entre la DOR medida por TC de haz cónico y los parámetros micro-estructurales del hueso maxilomandibular.

Los parámetros Tb.Pf y SMI mostraron correlaciones negativas fuertes con la DOR ($r=-0,7$ y $r=-0,704$, respectivamente). Estas correlaciones son similares y del mismo sentido a las encontradas entre BV/TV ($r=-0,801$) y Tb.Pf y entre BV/TV y SMI ($r=-0,706$), lo cual se explica por la fuerte correlación positiva entre DOR y BV/TV. Como parámetro micro-estructural que aporta información sobre el grado de conexión de las trabéculas, se pudo cifrar en el valor 450 unidades NTC el punto de corte por encima del cual la mayoría de las biopsias óseas presentaban valores negativos de Tb.Pf (80,95%) y por lo tanto se correspondían con huesos más densos, por tratarse de un factor de conectividad inverso. La correlación negativa entre Tb.Pf y DOR queda

DISCUSIÓN

representada por la ecuación de regresión: **Tb.Pf** = 10,306 - 0,02447·**DOR AXIAL**.

La correlación negativa entre SMI y DOR queda representada por la ecuación de regresión: **SMI** = 3,18 - 0,006·**DOR AXIAL**. En relación con esta variable, es interesante reseñar que los valores positivos se correspondieron en un 100% de los casos con valores de BV/TV inferiores a 50% y en un 94,44% con valores de DOR inferiores a 450 unidades NTC. La mayor parte de los estudios sobre micro-estructura ósea evaluada con micro-TC se han realizado sobre biopsias de hueso procedentes de zonas diferentes de los huesos maxilares (*Ito y cols.*, 2002; *Kim y cols.*, 2004; *Sran y cols.*, 2007; *Laffosse y cols.*, 2010; *Zhang y cols.*, 2010), y solo unos pocos tienen como objeto de estudio el hueso maxilomandibular (*Moon y cols.*, 2004). En connivencia con el estudio inicial de *Hildebrand y Rüegsegger* (1997a), estos estudios previos acotan valores de SMI entre 0 y 3 para estas regiones óseas. Como se refiere con anterioridad, en la presente serie existen algunas muestras con valores de SMI negativos. En estos casos, la información que aporta el SMI en relación con la forma de las trabéculas (SMI cercano a 0 trabéculas con forma de placa, SMI cercano a 3 trabéculas con forma de tubo) deja de tener sentido, y la existencia de valores negativos de SMI informa acerca de la existencia de un hueso denso, con BV/TV superior al 50%, como lo demuestra la fuerte correlación negativa entre BV/TV y SMI ($r=-0,706$), y entre DOR y SMI ($r=-0,704$). Estos valores de SMI negativos ilustran la presencia de un predominio de convexidad negativa, en muestras óseas con muchas cavidades cerradas. Este hallazgo no ha sido referido anteriormente, probablemente por la distinta naturaleza del hueso

DISCUSIÓN

analizado en la mayoría de las series, procedente de las vértebras o del fémur de modelos animales de experimentación o mujeres postmenopáusicas con osteoporosis.

En todo caso, a la luz de los resultados de la presente serie, la evaluación de la densidad ósea por TC de haz cónico se presenta como un instrumento que proporciona una gran fiabilidad en la determinación de la micro-estructura del hueso de modo preoperatorio. Esta predictibilidad se resume en las ecuaciones de regresión que relacionan matemáticamente estas variables para la presente serie:

1) **DOR AXIAL** = $-19,974 + 10,238 \cdot \text{BV/TV}$.

2) **BV/TV** = $14,258 + 0,72 \cdot \text{DOR AXIAL}$.

3) **Tb.Th** = $0,134 + 0,00019 \cdot \text{DOR AXIAL}$.

4) **Tb.Sp** = $0,468 - 0,00033 \cdot \text{DOR AXIAL}$.

5) **Tb.N** = $1,234 + 0,02 \cdot \text{DOR AXIAL}$.

6) **SMI** = $3,18 - 0,006 \cdot \text{DOR AXIAL}$.

7) **Tb.Pf** = $10,306 - 0,02447 \cdot \text{DOR AXIAL}$.

Por medio de la segunda ecuación, se puede determinar de modo preoperatorio la densidad ósea histomorfométrica expresada como fracción volumétrica ósea (BV/TV) a partir de la densidad ósea radiológica (DOR) de la imagen de la TC de haz cónico. Las ecuaciones tercera a quinta permiten predecir preoperatoriamente, a partir de los valores de DOR, la ultraestructura del hueso en términos de morfología trabecular: grosor medio de las

DISCUSIÓN

trabéculas, separación media entre las trabéculas y número medio de veces que cada trabécula es atravesada por otras, para cada zona de hueso analizada. La sexta ecuación permite conocer la forma predominante de las trabéculas en la región de hueso maxilar analizada a partir de la DOR de la TC de haz cónico, su aproximación a trabéculas con forma de placa o tubo, y la relación negativa con la misma que muestra que valores de DOR elevados se corresponden con valores de SMI negativos indicativos de un hueso denso. La última ecuación permite conocer preoperatoriamente el grado de conectividad inversa del hueso analizado a partir de la DOR de la TC de haz cónico. La relación negativa entre ambas variables muestra que el hallazgo de valores de DOR elevados se corresponde con zonas de hueso con conectividad inversa baja y por lo tanto con trabéculas más conectadas entre sí, y viceversa.

7.9. Respecto del análisis de variables micro-estructurales mediante histomorfometría por medio de microscopía óptica y ESEM.

En la presente serie, la realización del estudio histomorfométrico convencional mediante microscopía óptica y electrónica, tuvo como objetivo principal la realización de un control interno de la fiabilidad del análisis micro-estructural del hueso realizado por micro-TC. Por esta razón, solamente se evaluaron 10 de las 39 biopsias óseas analizadas. La conservación perfecta de las muestras óseas tras su análisis mediante micro-TC, por tratarse de una técnica no destructiva (*Faulkner y cols.*, 1991), permitió su ulterior análisis por técnicas histomorfométricas convencionales, como se detalla en el apartado de Materiales y Métodos, hecho del todo imposible si las muestras óseas se

DISCUSIÓN

hubieran sometido al análisis histomorfométrico convencional de inicio. Esta característica del estudio por micro-TC lo hace especialmente interesante como técnica de análisis no destructiva de biopsias óseas, que pueden ser reutilizadas por el equipo investigador para la realización de otros estudios o diferentes pruebas analíticas dentro del mismo estudio.

La realización de este control interno, independientemente de los resultados obtenidos, que en todo caso podrían haberse visto influenciados por el pequeño tamaño muestral, no invalida la utilización del micro-TC como herramienta fundamental del estudio de la micro-estructura ósea en el presente estudio, ya que la fiabilidad y precisión de esta técnica ha sido contrastada previamente en numerosos estudios con un tamaño muestral mayor y suficiente poder estadístico (*Rüegsegger y cols.*, 1996; *Müller y cols.*, 1998; *Dapía-Robleda y cols.*, 2005). En todo caso, el objetivo del presente trabajo nunca fue la demostración de una correlación estrecha entre el análisis óseo por micro-TC y el obtenido por histomorfometría convencional, por lo que el diseño del mismo y el tamaño muestral empleado difieren de los estudios previamente publicados a tal respecto.

Como se refiere en la sección de Resultados, del análisis de las 10 biopsias óseas seleccionadas se desprende la ausencia de correlación entre el valor medio del porcentaje de hueso resultante del estudio con las 4 técnicas de microscopía utilizadas y la fracción volumétrica ósea (BV/TV) del estudio por micro-TC para esas muestras. Tampoco se observó correlación entre la variable Media %Hueso y el resto de variables micro-estructurales obtenidas por micro-TC. Sin embargo, en el análisis individual de cada una de las

DISCUSIÓN

técnicas, se observó que el análisis histomorfométrico mediante microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) y mediante microscopía óptica con tinción histológica con azul de toluidina permitió el cálculo del porcentaje de hueso de las muestras que sí mostraba una correlación positiva con BV/TV ($r=0,634$ y $r=0,726$, respectivamente). De hecho se pudo calcular las respectivas ecuaciones de regresión que permiten calcular el valor del porcentaje de hueso por ESEM y por tinción histológica con azul de toluidina a partir del valor de BV/TV obtenido mediante micro-TC: 1) **ESEM %HUESO** = $13,421 + 0,524 \cdot \text{BV/TV}$; 2) **T. Histológica %HUESO** = $13,875 + 0,604 \cdot \text{BV/TV}$. A tenor de estos resultados, se observa una mayor precisión de las técnicas de tinción histológica específica de hueso y de la ESEM para el cálculo del porcentaje de hueso de una biopsia, quedando además verificada la idoneidad de la fracción volumétrica ósea obtenida por micro-TC para el análisis de la proporción de hueso de una muestra.

En relación con las diferencias observadas en la precisión de los distintos métodos de microscopía del análisis histomorfométrico convencional, *Maeztu y cols.* (2007), estudiaron comparativamente el porcentaje de contacto hueso-implante en diferentes superficies de implantes dentales en el animal de experimentación, por medio del análisis histomorfométrico convencional con microscopía óptica y ESEM. Encontraron que, a pesar de las diferencias menores entre los dos sistemas de evaluación, los resultados eran comparables. Las diferencias halladas entre los dos sistemas eran atribuibles a la mayor precisión de ESEM en la determinación de las áreas con alta concentración de calcio, aunque las diferencias con respecto a la microscopía

DISCUSIÓN

óptica no fueron estadísticamente significativas. Concluyeron que los resultados obtenidos con ESEM eran particularmente relevantes, ya que permitían la distinción precisa entre el hueso y el tejido circundante, y una visualización clara de la presencia o ausencia de contacto íntimo entre la superficie del implante y el hueso sin los artefactos inherentes a las técnicas histomorfométricas clásicas.

No se demostró correlación entre DOR axial medida por TC de haz cónico y el porcentaje de hueso medio resultante de la combinación de las 4 técnicas microscópicas, probablemente debido al pequeño tamaño muestral y la ausencia de una metodología específica para evaluar esta relación. Con respecto a la TC médica convencional, *Maki y cols.* (1997) demostraron que existía una correlación positiva entre la densidad ósea radiológica del hueso medida en UH y la concentración de hidroxapatita in vitro evaluada por técnicas de histomorfometría, aunque existe poca literatura al respecto en relación con el estudio del hueso en el sitio de colocación de implantes dentales en clínica humana, por motivos obvios.

7.10. Aportación del presente estudio: respecto de la predictibilidad global del análisis de la Densidad Ósea Radiológica mediante TC de haz cónico de modo preoperatorio.

De acuerdo con los resultados del presente estudio, se puede obtener una aproximación muy exacta a la naturaleza micro-estructural del hueso en la zona planificada de colocación de implantes dentales en los huesos maxilares de

DISCUSIÓN

modo preoperatorio. Esta herramienta puede ser de gran utilidad al clínico para determinar cuáles son las áreas de los huesos maxilares que se corresponden con una micro-estructura ósea más densa a partir del análisis de las imágenes de TC de haz cónico con la herramienta de medición de la DOR por medio de unidades NTC, relación esta que no había sido demostrada previamente para la TC de haz cónico. Es interesante constatar que, pese a estar cuestionada la relación directa entre la densidad ósea radiológica evaluada por TC médica convencional (UH) y la obtenida por TC de haz cónico (unidades NTC), existe una correlación fuerte entre la DOR evaluada por esta última y la micro-estructura del hueso, por cuanto su aplicabilidad clínica queda demostrada.

No obstante, lejos de pretender generalizar estos resultados a todas las situaciones clínicas, sería interesante profundizar en el estudio de estas relaciones en futuras series clínicas, por cuanto la visión general actual de la aplicabilidad de la TC de haz cónico para la evaluación de la DOR tiene una connotación de mediciones relativas al propio paciente, con la constatación de zonas de mínima y máxima densidad ósea en senos maxilares y mentón respectivamente, y la utilización de escalas individualizadas en cada paciente. Esto es un hecho diferencial con la escala de unidades Hounsfield de la TC médica convencional, que sí permite una categorización en valores absolutos de densidad ósea y su posible extrapolación inter-series.

Del presente estudio se obtiene la demostración de la correlación evidente entre la DOR obtenida por TC de haz cónico y la densidad ósea histomorfométrica, y una representación matemática de dicha correlación en forma de ecuaciones de regresión. De igual manera se obtiene una imagen

DISCUSIÓN

exacta de la morfología micro-estructural del hueso a partir de los valores de DOR mediante la aplicación de las ecuaciones de regresión que relacionan las diferentes variables micro-estructurales con la DOR. Además, se han constatado unos valores de referencia que pueden ser de utilidad para el clínico: 1) DOR: 450 unidades NTC; 2) BV/TV: 50%; 3) Tb.Th: 0,2 mm; 4) Tb.Sp: 0,3 mm; 5) Tb.N: 2. O dicho de otro modo: valores de densidad ósea radiológica superiores a 450 unidades NTC se acompañan de valores de fracción volumétrica ósea superiores al 50%, con un grosor medio de las trabéculas superior a 0,2 mm y una separación media de las trabéculas inferior a 0,3 mm. Estos valores umbrales permitirían establecer una dicotomía en la población sin establecer categorías fijas, y aportan una información interesante al clínico para determinar preoperatoriamente de un modo fehaciente qué áreas de los huesos maxilares tienen una micro-estructura óptima para la colocación de implantes dentales endoóseos.

La demostración de la relación directa entre la calidad del hueso sobre el que asientan los implantes dentales y su supervivencia ha sido probada en otros estudios (*Holahan y cols.*, 2009, con medición subjetiva de la densidad ósea; *Turkyilmaz & MnGlumphy*, 2008, con medición de la densidad ósea por medio de TC médica convencional). La demostración de la relación directa entre la DOR del hueso evaluada por TC de haz cónico y supervivencia implantaria queda fuera del objeto de estudio del presente trabajo, aunque por analogía con la TC médica convencional pudiera concluirse esta relación, basándose en la constatación de la mayor supervivencia de aquellos implantes situados sobre hueso de mayor calidad (con mayor densidad ósea), situación esta que sí

DISCUSIÓN

puede ser determinada de modo preoperatorio mediante TC de haz cónico, a tenor de los resultados expuestos. En todo caso, los hallazgos del presente trabajo sientan la base para el estudio de la relación directa entre la densidad ósea radiológica determinada por TC de haz cónico y la supervivencia de los implantes dentales.

Las ventajas de la TC de haz cónico sobre la TC médica convencional son inherentes a la muy inferior dosis de radiación que recibe el paciente con la primera. Los resultados del presente trabajo permitirán generalizar su uso en la determinación preoperatoria de las regiones de los huesos maxilares con las condiciones locales ideales para la colocación de implantes dentales endoóseos.

8. CONCLUSIONES

1. La densidad ósea radiológica (DOR) evaluada a partir de imágenes de TC de haz cónico muestra una correlación positiva fuerte ($r=0,858$) con la fracción volumétrica ósea (BV/TV) evaluada por micro-TC en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos en los huesos maxilares. Asimismo, en relación con las variables micro-estructurales del hueso obtenidas por micro-TC, la DOR se correlaciona positivamente con: grosor trabecular (Tb.Th), número trabecular (Tb.N) y dimensión fractal (FD), y se correlaciona negativamente con la separación trabecular (Tb.Sp), conectividad inversa (Tb.Pf) e índice del modelo estructural (SMI). De modo global, valores de DOR superiores a 450 unidades NTC se acompañan de valores de BV/TV superiores al 50%, con Tb.Th medio superior a 0,2 mm, Tb.Sp medio inferior a 0,3 mm y Tb.N medio superior a 2.
2. Estas correlaciones pueden expresarse matemáticamente y proporcionan una aproximación fiable a la micro-estructura del hueso maxilo-mandibular a partir del análisis de la DOR de modo pre-operatorio. La TC de haz cónico permite al clínico determinar cuáles son las áreas de los huesos maxilares que se corresponden con una micro-estructura ósea más densa con la herramienta de medición de la DOR por medio de unidades NTC.
3. A nivel de los huesos maxilares en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos, el análisis de las variables micro-estructurales con micro-TC demuestra correlaciones positivas entre: 1) BV/TV y Tb.Th; 2)

CONCLUSIONES

BV/TV y Tb.N; 3) BV/TV y FD; 4) Tb.Sp y Tb.Pf; 5) Tb.Sp y SMI; 6) Tb.N y FD; 7) Tb.Pf y SMI; y correlaciones negativas entre: 1) BV/TV y Tb.Sp; 2) BV/TV y Tb.Pf; 3) BV/TV y SMI; 4) Tb.Th y Tb.Sp; 5) Tb.Sp y Tb.N; 6) Tb.Sp y FD; 7) Tb.N y Tb.Pf; 8) Tb.N y SMI; 9) Tb.Pf y FD; 10) SMI y FD. Los resultados del presente trabajo ilustran las relaciones entre las variables micro-estructurales de los huesos maxilares en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos.

4. A partir de la evaluación de las imágenes proporcionadas por TC de haz cónico, se demuestra que el hueso cortical mandibular muestra una DOR estadísticamente superior al del hueso cortical del maxilar superior ($p=0,019$) a nivel del sitio de colocación de implantes dentales endoóseos, no encontrándose diferencias significativas entre ambos maxilares en relación con el hueso medular.
5. No se observa correlación entre la DOR evaluada a partir de imágenes de TC de haz cónico y la estabilidad implantaria primaria evaluada mediante el análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos a nivel de los huesos maxilares.

9. BIBLIOGRAFÍA

Abbott JR, Netherway DJ, Wingate PG, Abbott AH, David DJ, Trott JA, Yuen T. Computer generated mandibular model surgical note. Aust Dent J 1998;43:373-378.

Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res 2004;15:381-392.

Abrektsson T, Isidor F. Consensus report of session V. In: Lang NP, Karring T, editors. Proceedings of the First European Workshop on Periodontology. London: Quintessence; 1993. P. 365-369.

AkÇa K, Chang T-L, Tekdemir I, Fanusco MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. Clin Oral Implant Res 2006;17:465-472.

Almog DM, LaMar J, LaMar FR, LaMar F. Cone beam computerized tomography-based dental imaging for implant planning and surgical guidance, part I: single implant in the mandibular molar region. J Oral Implant 2006;32:77-81.

Amstutz HC, Sissons HA. The structure of the vertebral spongiosa. J Bone J Surg 1969;51-B:540-550.

Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, Okano T, Seo K. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. Dentomaxillofac Radiol 2004;33:51-59.

Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. Clin Oral Implants Res 2003;14:616-620.

Bianchi SD, Lojcono A, Nevins M, Ramieri G, Corrente G, Martuscelli G, Fiorellini JP. The use of replicate resin models in the treatment of maxillary sinus augmentation patients. Int J Periodont Restor Dent 1997;17:248-357.

BIBLIOGRAFÍA

Birkfellner W, Solar P, Gahleitner K, Huber K, Kainberger F, Kettenbach J, et al. In-vitro assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry. Clin Oral Implant Res 2001;12:69-78.

Bolin A, Eliasson S, von Beetzen M, Jansson L. Radiographic evaluation of mandibular posterior implant sites: correlation between panoramic and tomographic determinations. Clin Oral Implant Res 1996;7:354-359.

Bonnet N, Laroche N, Vico L, Dolleans E, Courteix D, Banhamou CL. Assesment of trabecular bone microarchitecture by two different X-ray microcomputed tomographs: a comparative study of the rat tibial using Skyscan and Scanco devices. Med Phys 2009;36:1286-1297.

Borah B, Ritman EL, Dufresne TE, Jorgensen SM, Liu S, Sacha J, et al. The effect of risendronate on bone mineralization as measured by micro-computed tomography with synchrotron radiation: correlation to histomorphometric indices of turnover. Bone 2005;37:1-9.

Bouxsein ML, Boyd S, Christiansen BA, Guldberg RE, Jepsen KJ, Müller R. Guidelines for assessment of bone microstructure in rodents using micro-computed tomography. J Bone Miner Res 2010;25:1467-1486.

Brånemark PI. An introduction to osseointegration. In: Brånemark PI & Albrektsson T (eds). Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, pp.11-53. Chicago: Quintessence.

Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided Implantology. Clin Oral Implants Res 2005;16:495-501.

Butz F, Ogawa T, Chang TL, Nishimura I. Three-dimensional bone-implant integration profiling using micro-computed tomography. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:687-695.

Cann CE. Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. Radiology 1988;166:509-522.

BIBLIOGRAFÍA

Carlsson G, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures: a longitudinal clinical and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odont Revy* 1967;18:27-54.

Chappard D, Legrand E, Haettich B, Chalès G, Auvinet B, Eschard JP, Hamelin JP, Baslé MF, Audran M. Fractal dimension of trabecular bone: comparison of three histomorphometric computed techniques for measuring the architectural two-dimensional complexity. *J Pathol* 2001;195:515-521.

Chappard D, Retaillieu-Gaborit N, Legrand E, Basle MF, Audran M. Comparison insight bone measurements by histomorphometry and microCT. *J Bone Miner Res* 2005;20:1177-1184.

Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, Lee JH, Kim MJ. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002;31:23-32.

Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 578–585.

Dapía-Robleda S, Caeiro-Rey JR, Blanco-Ramos M, Vaquero-Cervino E. Microtomografía computarizada (μ -TC): nueva técnica para la evaluación de la micro-estructura ósea. *Acta Ortop Gallega* 2005;1:34-38.

Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent* 1988;79:323-327.

Di Giacomo GAP, Cury PR, Soares de Araujo N, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol* 2005;75:503-507.

Ekfeldt A, Christiansson U, Eriksson T, Linden U, Lundqvist S, Rundcrantz T et al. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:462-467.

BIBLIOGRAFÍA

Engelke K, Graeff W, Meiss L, Hahn M, Delling G. High spatial resolution imaging of bone using computed microtomography: comparison with microradiography and undecalcified histologic sections. *J Invest Rad* 1993;28:341-349.

Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;3:129-134.

Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-107.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. I. Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106:721-764.

Fajardo RJ, Cory E, Patel ND, Nazarian A, Laib A, Manoharan RK, et al. Specimen size and porosity can introduce error into microCT-based tissue mineral density measurements. *Bone* 2009;44:176-184.

Fanuscu MI, Chang TL. Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:213-218.

Faulkner KG, Glüer CC, Majumdar S, Lang P, Engelke K, Genant HK. Noninvasive measurements of bone mass structure and strength: current methods and experimental techniques. *AJR* 1991;157:1229-1237.

Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1984;1:612-619.

Fisher NL, Lewis T, Embleton BJJ. Statistical analysis of spherical data. Cambridge: Cambridge University Press; 1987.

Fortin T, Coudert JL, Champeboux G, Sautot P, Lavallée S. Computer-assisted dental implant surgery using computed tomography. *J Image Guid Surg* 1995;1:53-58.

BIBLIOGRAFÍA

Fortin T, Champleboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL. Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:651–656.

Fortin T, Champleboux G, Lormee J, Coudert JL. Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques. *J Oral Implantol* 2000;26:300–303.

Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:298-304.

Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:142-146.

Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren AK, Gottlow J, Hämmerle CHF. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs failing implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;4:28-434.

González-García R, Monje F, Moreno-García C. Predictability of the resonance frequency analysis in the survival of dental implants placed in the anterior non-atrophied edentulous mandible. *Med Oral Cir Buc Patol Oral* 2010;15 [Epub ahead of print].

Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investigations* 2006;10:1-7.

Hashimoto K, Arai Y, Iwai M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95:371-377.

BIBLIOGRAFÍA

Hashimoto K, Kawashima W. Comparison of image performance between cone-beam CT for dental use and four row multidetector helical CT. *J Oral Sci* 2006;48:27-34.

Heissler E, Fischer FS, Bolouri S, Lehmann T, Mathar W, Gebhardt A, et al. Custom-made cast titanium implants produced with CAD/CAM for the reconstruction of cranium defects. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998;27:334-338.

Hildebrand T, Rüegsegger P. Quantification of bone microarchitecture with the structural model index. *CMBBE* 1997;1:15-23. (a)

Hildebrand T, Rüegsegger P. A new method for the model independent assessment of thickness in three-dimensional images. *J Micros* 1997;185:67-75. (b)

Holahan CM, Wiens JL, Weaver A, Assad D, Koka S. Relationship between systemic bone mineral density and local bone quality as effectors of dental implant survival. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009 Aug 3 [Epub ahead of print].

Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner A, Tschabitscher M, Bergmann H. Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. *Radiology* 2002;224:247-252.

Honda K, Arai Y, Iwai K, Hashimoto K, Saito T, Shinoda K. Fundamental efficiency of a new-style limited cone-beam CT (3DX). Comparison with Helical CT. *Jpn J Tomogr* 2000;27:17-22.

Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:65-74.

Huh KH, Yi WJ, Jeon IS, Heo MS, Lee SS, Choi SC, et al. Relationship between two-dimensional and three-dimensional bone architecture in predicting the mechanical strength of the pig mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006;101:363-73.

BIBLIOGRAFÍA

Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implant Res* 2007;18:275-280.

Ito M, Nishida A, Koga A, Ikeda S, Shiraishi A, Uetani M, Hayashi K, Nakamura T. Contribution of trabecular and cortical components to the mechanical properties of bone and their regulating parameters. *Bone* 2002;31:351-358.

Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implant Res* 2008;19:9-14.

Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in the type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.

Jasty M, Harrigan TP, Greer JA, Chen J, Harris WH. Prediction of directional variations in material properties of human cancellous bone using 3D stereologic technique. *Trans ORS* 1985;10:352-.

Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, et al. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:513-522.

Kapadia RD, Stroup GB, Bagder AM, Koller B, Levin JM, Coatney RW, et al. Applications of micro-CT and MR microscopy to study pre-clinical models of osteoporosis and osteoarthritis. *Technol Health Care* 1998;6:361-372.

Kessler-Liechti G, Zix J, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the edentulous mandible by means of resonance frequency analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:353-358.

Kim D-G, Christopherson GT, Dong XN, Fyhrie DP, Yeni YN. The effect of microcomputed tomography scanning and reconstruction voxel size on the accuracy of stereological measurements in human cancellous bone. *Bone* 2004;35:1375-1382.

Klein M, Abrams M. Computer-guided surgery utilizing a computer-milled surgical template. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;13:165-169.

BIBLIOGRAFÍA

Ko CC, Douglas WH, DeLong R, Rohrer MD, Swift JQ, Hodges JS, et al. Effects of implant healing time on crestal bone loss of a controlled-load dental implant. *J Dent Res* 2003;82:585-591.

Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:228-231.

Kuhn JL, Goldstein SA, Feldkamp LA, Goulet RW, Resion G. Evaluation of a micro-computed tomography system to study trabecular bone structure. *J Orthop Res* 1990;8:833-842.

Lachman S, Javal JY, Jager B, Axmann D, Gómez-Román G, Groten M, et al. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: Peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Ostell instruments. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:80-84.

Laffosse JM, Kinkpe C, Gomez-Bouchet A, Accadbled F, Viguiet E, Sales de Gauzy J, Swider P. Micro-computed tomography study of the subchondral bone of the vertebral endplates in a porcine model: correlations with histomorphometric parameters. *Surg Radiol Anat* 2010;32:335-341.

Lang TF, Augat P, Lane NE, Genant HK. Trochanteric hip fracture: strong association with spinal trabecular bone mineral density measured with quantitative CT. *Radiology* 1998;209:525-530.

Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:291-294.

Layton MW, Goldstein SA, Goulet RW, Feldkamp LA, Kubinski DJ, Bole GG. Examination of subchondral bone architecture in experimental osteoarthritis by microscopic computed axial tomography. *Arthritis Rheum* 1988;31:1400-1405.

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence;1985;p.199-209.

BIBLIOGRAFÍA

Linkow LI, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology, vol.1, St Louis, 1970, Mosby.

Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surgical Oral Medical Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2006;102:225-234.

Luo G, Kinney JH, Kaufman JJ, Haupt D, Chiabrera A, Siffert RS. Relationship between plain radiographic patterns and three-dimensional trabecular architecture in the human calcaneus. *Osteoporos Int* 1999;9:339-345.

Madrigal C, Ortega R, Meniz C, López-Quiles J. Study of available bone for interforaminal implant treatment using cone-beam computed tomography. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008;13:e307-312.

Maki K, Okano T, Morohashi T, Yamada S, Shibaski Y. The application of three-dimensional quantitative computed tomography to the maxillofacial skeleton. *Dentomaxillofac Radiol* 1997;26:39-44.

Maréchal M, Luyten F, Nijs J, Postnov A, Schepers E, van Steenberghe D. Histomorphometry and micro-computed tomography of bone augmentation under a titanium membrane. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:708-714.

Martin-Badosa E, Amblard D, Nuzzo S, Elmoutaouakkil A, Vico L, Peyrin F. Excised bone structures in mice: imaging at three-dimensional synchrotron radiation micro CT. *Radiology* 2003;229:921-928.

Meredith N. Assesment of implant stability as a prognostic determinant. *International J Prosthodont* 1998;11:491-501.

Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261-267.

Meredith N, Book K, Friberg B, JemtT, Sennerby L. RF measurements of implant stability in vivo. A cross sectional and longitudinal study of RFM on

BIBLIOGRAFÍA

implants in edentulous or partially dentate maxilla. Clin Oral Implants Res 1997;8:338-233.

Michael G. X-ray computed tomography. Physics Educ 2001;36:442-451.

Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. Dent Today 1988;7:39-40.

Misch CE. Density of bone: effect in treatment planning, surgical approach, and healing. In: Misch CE, editor. Contemporary implant dentistry. St Louis: Mosby;1993.p.469-485.

Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg 1999;57:700-706.

Misch CE. Justificación de los implantes dentales. En: Misch CE. Prótesis dental sobre implantes, pp.1-17; Madrid, 2006, Elsevier España.

Misch CE. Densidad ósea: determinante clave del éxito clínico. En: Misch CE. Prótesis dental sobre implantes, pp.130-142; Madrid, 2006, Elsevier España.

Misch CE. Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento. En: Misch CE. Implantología Contemporánea, Elsevier, Barcelona, 2009.p.130-146.^a

Misch CE. Fundamento de los implantes dentales. En: Misch CE. Implantología Contemporánea, Elsevier, Barcelona, 2009.p.3-25.^b

Monson ML. Diagnostic and surgical guides for placement of dental implants. J Maxillofac Surg 1994;52:642-645.

Moon HS, Won YY, Kim KD, Ruprecht A, Kim HJ, Kook HK, Chung MK. The three-dimensional micorstructure of the trabecular bone in the mandible. Surg Radiol Anat 2004;26:466-473.

Mori H, Manabe M, Kurachi Y, Nagumo M. Osseointegration of dental implants in rabbit bone with low mineral density. J Oral Maxillofac Surg 1997;55:351-361.

BIBLIOGRAFÍA

Morinaga K, Kido H, Sato A, Watazu A, Matsuura M. Chronological Changes in the Ultrastructure of Titanium-Bone Interfaces: Analysis by Light Microscopy, Transmission Electron Microscopy, and Micro-Computed Tomography. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008 [Epub ahead of print].

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558-1564.

Müller R, Hahn M, Vogel M, Delling G, Rügsegger P. Morphometric analysis of noninvasively assessed biopsies: a comparison of high-resolution computed tomography and histologic sections. *Bone* 1996;18:215-220.

Müller R, Van Campenhout H, Van Damme B, Van der Perre G, Dequeker J, Hildebrand T, Rügsegger P. Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* 1998;23:59-66.

Nkenke E, Hahn M, Lell M, Wiltfang J, Schultze-Mosgau S, Stech B, et al. Anatomic site evaluation of the zygomatic bone for dental implant placement. *Clin Oral Implant Res* 2003;14:72-79.

Nkenke E, Michael S, H Constnace W, Friedrich W, Klaus E. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:601-609.

Nickening HJ, Eitner S. Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT and surgical templates. *J Craniomaxillofac Surg* 2007;35:207-211.

Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implant Res* 2001;12:79-84.

Nuzzo S, Peyrin F, Cloetens P, Baruchel J, Boivin G. Quantification of the degree of mineralization of bone in three dimensions using synchrotron radiation microtomography. *Med Phys* 2002;29:2672-2681.

BIBLIOGRAFÍA

Odgaard A. Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone* 1997;20:315-328.

O'Mahony AM, Williams JL, Atz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Am J Phys Anthropol* 2000;11:415-421.

Östman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S60-69.

Park HS, Lee YJ, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:30-37.

Rasmusson L, Meredith N, Cho IH, Sennerby L. The influence of simultaneous vs. delayed placement on the stability of titanium implants in onlay bone grafts. A histologic and biomechanic study in the rabbit. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:224-231.

Resnik RR, Kircos LT, Misch CE. Técnicas de diagnóstico por imagen. En: Misch CE. *Implantología Contemporánea*, Elsevier, Barcelona, 2009.

Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Loyrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:1140-1145.

Rüegsegger P, Koller B, Müller R. A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture. *Calcif Tiss Int* 1996;58:24-29.

Runte C, Dirksen D, Deléré H, Thomas C, Böröcz Z, Bollman F, et al. Optical data acquisition for computer-assisted design of facial prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:129-132.

Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:571-577.

BIBLIOGRAFÍA

Schnitman PA, Rubenstein JE, Whörle PS, DaSilva JD, Koch GG. Implants for partial edentulism. *J Dent Educ* 1988;52:725-736.

Schwarz MS, Rothman SLG, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:137-141.

Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol* 2003;120:252-277.

Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:493-498.

Sennerby L, Friberg B, Lindén B, Jemt T, Meredith N. A comparison of implant stability in mandibular and maxillary bone using RFA. In: Meredith N, Sennerby L, eds: *Proceedings of European Commission Demonstration Project: resonance Frequency Analysis Symposium*, Gothenburg, Sweden 2000.

Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998;11:408-422.

Sennerby L, Persson LG, Berglundh T, Wennerberg A, Lindhe J. Implant stability during initiation and resolution of experimental periimplantitis: and experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research* 2005;7:136-140.

Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, Ko CC. Correlations between physical properties of jaw bone and dental implant initial stability. *J Prosthet Dent* 2009;101:306-318.

Serrano Cartula E, Martín-Granizo López R. Los implantes MG-Osseous. Estudio multicéntrico retrospectivo. *Rev Esp Cir Oral Maxilofac* 2006;28:339-348.

Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:224-231.

BIBLIOGRAFÍA

Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using Hounsfield Index. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:290-297.

Shulze D, Heiland M, Schmelzle R, Rother UJ. Diagnostic possibilities of cone-beam computed tomography in the facial skeleton. *Int Congr Ser* 2004;1268:1179-1183.

Sjöström M, Lundgren S, Nilson H, Sennerby L. Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis. A clinical study from implant placement to 6 months of loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005;24:45-51.

Sjöström M, Sennerby L, Nilson H, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic edentulous maxilla with free iliac crest grafts and implants: a 3-year report of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9:46-59.

Song YD, Jun SH, Kwon JJ. Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:59-64.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics and Craniofacial Research* 2003;6(Suppl.1):31-36.

Stenstrom M, Olander B, Lehto-Axtelius D, Madsen JE, Nordsletten L, Carlsson GA. Bone mineral density and bone structure parameters as predictors of bone strength: an analysis using computerized microtomography and gastrectomy-induced osteopenia in the rat. *Journal of Biomechics* 2000;33:289-297.

Sran MM, Boyd SK, Cooper DML, Khan KM, Zernicke RF, Oxland TR. Regional trabecular morphology assessed by micro-CT is correlated with failure of aged thoracic vertebrae under a posteroanterior load and may determine the site of fracture. *Bone* 2007;40:751-757.

Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E. Computer-assisted implant placement. A case report: treatment of the mandible. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2003;18:599-604.

BIBLIOGRAFÍA

Tardieu PB, Vrielinck L. Implantologir assistée par ordinateur: le program SimPlant/Surgicase et le SAFE System. *Implant* 2003;9:15-28.

Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1999;14:127-136.

Thruhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1997;55:38-45.

Trisi P, Rao W. Bone classification clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res* 1999;12:79-84.

Turkyilmaz I, Sennerby L, Tumer C, Yenigul M, Avci M. Stability and marginal bone level measurements of unsplited implants used for mandibular overdentures: a 1-year randomized prospective clinical study comparing early and conventional loading protocols. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:501-505.

Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol* 2007;34:716-722.

Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health* 2008;8:32-

Turkyilmaz I, Sennerby L, Yilmaz B, Bilecenoglu B, Ozbek EN. Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:52-58.

Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol* 2007;34:816-821.

BIBLIOGRAFÍA

Van der Meulen MC, Huiskes R. Why mechanobiology. A survey article. *J Biomech* 2002;35:401-414.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, Jansen J, Wevers M, et al. Use of microfocus computerized tomography as a new technique for characterizing bone tissue around oral implants. *J Oral Implantol* 2000;26:5-12.

Van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:663-670.

Van Steenberghe D, Malevez C, Van Cleynenbreugel J, Bou Serhal C, Dhoore E, Schutyser F, et al. Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers. *Clin Oral Implant Res* 2003;14:131-136.

Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, Wendelhag I. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a retrospective multicenter study. *Clin Oral Implant Res* 2005;7(Suppl.1):111-120.

Wanschitz F, Birkfellner W, Figl M, Patruta S, Wagner A, Watzinger F, et al. Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted display for oral implant surgery. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:610-616.

Yang SM, Shin SY, Kye SB. Relationship between implant stability measured by resonance frequency analysis (RFA) and bone loss during early healing period. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:e12-19.

Yahima A, Yajima A, Otonari-Yamamoto M, Sano T, Hayakawa Y, Otonari T, Tanabe K, et al. Cone-beam CT (CB Throne) applied to dentomaxillofacial region. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2006 Aug;47(3):133-141.

BIBLIOGRAFÍA

Zhang ZM, Li ZC, Jiang LS, Jiang SD, Dai LY. Micro-CT and mechanical evaluation of subchondral trabecular bone structure between postmenopausal women with osteoarthritis and osteoporosis. *Osteoporos Int* 2010;21:1383-1390.

Zoldos J, Kent JN. Healing of endosseous implants. En: Block MS, Kent JN (eds). *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. Philadelphia: Saunders, 1995:40-70.

ÍNDICE DE FIGURAS

	Página
Fig.1.1. Clasificación de Lekholm & Zarb.....	17
Fig.1.2. Clasificación de Misch.....	17
Fig.1.3. Esquema de funcionamiento de un micro-TC.....	34
Fig.5.1. Implante dental endoóseo utilizado en el estudio.....	50
Fig.5.2. Vista de planta de la instalación de TC de haz cónico i-CAT®.....	52
Fig.5.3. Esquema de la TC de haz cónico cono i-CAT®	54
Fig.5.4. Esquema del posicionamiento de la cabeza y luces de alineación horizontal y vertical para el escaneo por medio de TC de haz cónico.....	54
Fig.5.5. Paciente de la biopsia 6. Planificación de la colocación de implantes dentales en el maxilar superior sobre imágenes de TC de haz cónico mediante el programa NobelGuide™	56
Fig.5.6. Paciente de la biopsia 6. Medición de la DOR axial para uno de los implantes evaluados por medio de esferas de 2 mm de diámetro...	57
Fig. 5.7. Paciente de la biopsia 14. Medición de la DOR a nivel paraxial mesial y distal.....	58
Fig. 5.8. Paciente de la biopsia 6. Medición de la DOR a nivel paraxial mesial y distal.....	59
Fig. 5.9. Paciente de la biopsia 30. Medición de DOR a nivel axial, paraxial mesial y paraxial distal.....	59
Fig.5.10. Diseño virtual de la férula quirúrgica por medio del programa informático de planificación de la colocación de implantes.....	60
Fig.5.11. Secuencia de fresado.....	63

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.5.12. Proceso quirúrgico de colocación de implantes dentales endoóseos en maxilar superior utilizando una férula quirúrgica estereolitográfica mucosoportada.....	67
Fig.5.13. Recogida de biopsias óseas en forma de cilindro en el sitio de colocación de implantes dentales endoóseos en los huesos maxilares.....	68
Fig.5.14. Imagen de escaneado (izquierda) y corte transversal obtenido tras el proceso de reconstrucción (derecha).....	70
Fig.5.15. Representación del cálculo de la Tb.Sp y del Tb.Th.....	72
Fig.5.16. Representación del cálculo del Tb.N.....	73
Fig.5.17. Ejemplo de trabéculas en forma de placa y en forma de tubo....	75
Fig.6.1. Edad de la serie.....	111
Fig.6.2. Distribución de casos por sexo.....	111
Fig.6.3. Distribución de casos por grupos de edad.....	112
Fig.6.4. Distribución de la colocación de los implantes en maxilar superior/mandíbula de acuerdo a su posición dentaria.....	113
Fig.6.5. Distribución de la colocación de los implantes en la arcada dentaria. Comparativa de la posición ocupada por los implantes entre maxilar superior y mandíbula.....	114
Fig.6.6. Longitud de las biopsias óseas de la serie.....	115
Fig.6.7. Densidad ósea radiológica (DOR) axial de la serie.....	115
Fig.6.8. Densidad ósea radiológica (DOR) paraxial cortical de la serie.....	116
Fig.6.9. Densidad ósea radiológica (DOR) paraxial medular de la serie.....	116
Fig.6.10. Valores de la densidad ósea radiológica (DOR) axial para cada una de las muestras de la serie.....	117

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.6.11. Valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial, paraxial cortical y paraxial medular para cada una de las muestras de la serie.....	118
Fig.6.12. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) paraxial cortical y medular.....	119
Fig.6.13. Intervalo de tiempo (en semanas) entre la medición de ISQ-0 e ISQ-1.....	120
Fig.6.14. ISQ-0 de la serie.....	120
Fig.6.15. ISQ-1 de la serie.....	120
Fig.6.16. Comparación de los valores de estabilidad implantaria primaria (ISQ-0) con los valores de densidad ósea radiológica (DOR) paraxial cortical y paraxial medular.....	121
Fig.6.17. Volumen total (TV) (mm^3) de la serie de biopsias.....	122
Fig.6.18. Volumen óseo (BV) (mm^3) de la serie de biopsias.....	122
Fig.6.19. Fracción volumétrica ósea (BV/TV) de la serie de biopsias.....	122
Fig.6.20. Grosor trabecular (Tb.Th) (mm) de la serie de biopsias.....	123
Fig.6.21. Separación trabecular (Tb.Sp) (mm) de la serie de biopsias.....	123
Fig.6.22. Número trabecular (Tb.N) de la serie de biopsias.....	123
Fig.6.23. Conectividad inversa o factor del patrón trabecular (Tb.Pf) de la serie de biopsias.....	124
Fig.6.24. Índice del modelo estructural (SMI) de la serie de biopsias.....	124
Fig.6.25. Grado de anisotropía (DA) de la serie de biopsias.....	125
Fig.6.26. Dimensión fractal (FD) de la serie de biopsias.....	125

Fig.6.27. Comparación de los valores de las variables grosor trabecular (Tb.Th) y separación trabecular (Tb.Sp) para cada una de las muestras de la serie.....	126
Fig.6.28. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) e índice del modelo estructural (SMI) para cada una de las muestras de la serie.....	127
Fig.6.29. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y grosor trabecular (Tb.Th) para cada una de las muestras de la serie.....	128
Fig.6.30. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y separación trabecular (Tb.Sp) para cada una de las muestras de la serie.....	129
Fig.6.31. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y número trabecular (Tb.N) para cada una de las muestras de la serie.....	130
Fig.6.32. Comparación de los valores de las variables fracción volumétrica ósea (BV/TV) y conectividad inversa (Tb.Pf) para cada una de las muestras de la serie.....	131
Fig.6.33. Valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y fracción volumétrica ósea (BV/TV) para cada una de las muestras de la serie.....	132
Fig.6.34A. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y fracción volumétrica ósea (BV/TV).....	133
Fig.6.34B. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y fracción volumétrica ósea (BV/TV).....	134
Fig.6.35. Comparación de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y paraxial medular con los valores de grosor trabecular (Tb.Th) (mm) y separación trabecular (Tb.Sp) (mm) para cada una de las muestras de la serie.....	135

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.6.36. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y grosor trabecular (Tb.Th).....	136
Fig.6.37. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y separación trabecular (Tb.Sp).....	137
Fig.6.38. Comparación de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y paraxial medular con los valores de la variable número trabecular (Tb.N) para cada una de las muestras de la serie.....	138
Fig.6.39. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y número trabecular (Tb.N).....	139
Fig.6.40. Comparación de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y paraxial medular con los valores de la variable conectividad inversa (Tb.Pf) para cada una de las muestras de la serie.....	140
Fig.6.41. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y conectividad inversa o factor del patrón trabecular (Tb.Pf).....	141
Fig.6.42. Comparación de los valores de densidad ósea radiológica (DOR) axial y paraxial medular con los valores de la variable índice del modelo estructural (SMI) para cada una de las muestras de la serie.....	142
Fig.6.43. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial e índice del modelo estructural (SMI).....	143
Fig.6.44. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y grado de anisotropía (DA).....	144
Fig.6.45. Correlación entre las variables: densidad ósea radiológica (DOR) axial y dimensión fractal (FD).....	144

Fig.6.46. Imágenes y valores de las variables micro-estructurales tras el análisis mediante micro-TC de las biopsias óseas 6, 7, 12, 16, 19, 23, 24, 25, 26, 27, 32, 33, 34, 35, 37, 40, 43, 44, 48, 50 y 52.....	145
Fig.6.47. Análisis por “EDS-Mapping” de la biopsia ósea 44. Imagen de ESEM.....	167
Fig.6.48. Análisis por “EDS-Mapping”. Selección de las áreas de interés en el estudio de la biopsia ósea 44.....	167
Fig.6.49. Análisis por “EDS-Mapping”. Espectro 1 de la biopsia ósea 44. Detección de elementos en el área seleccionada como “cerámica”	168
Fig.6.50. Análisis por “EDS-Mapping”. Espectro 2 de la biopsia ósea 44. Detección de elementos en una de las áreas seleccionadas como hueso.....	168
Fig.6.51. Análisis por “EDS-Mapping”. Espectro 3 de la biopsia ósea 44. Detección de elementos en una de las áreas seleccionadas como hueso.....	169
Fig.6.52. Análisis por “EDS-Mapping”. Fusión de los 3 espectros anteriores.....	169
Fig.6.53. Valores de proporción de hueso real (%) para cada una de las 10 biopsias óseas que fueron analizadas mediante histomorfometría convencional.....	170
Fig.6.54. Porcentaje (%) de hueso real por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de luz visible.....	171
Fig.6.55. Porcentaje (%) de hueso real por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de campo oscuro.....	171
Fig.6.56. Porcentaje (%) de hueso real por histomorfometría convencional mediante microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM).....	172

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.6.57. Porcentaje (%) de hueso real por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica con tinción con azul de toluidina.....	172
Fig.6.58. Media de los porcentajes (%) de hueso real.....	173
Fig.6.59. Porcentaje (%) de tejido conjuntivo real por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de luz visible.....	174
Fig.6.60. Porcentaje (%) de tejido conjuntivo por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de campo oscuro.....	174
Fig.6.61. Porcentaje (%) de tejido conjuntivo por histomorfometría convencional mediante microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM).....	175
Fig.6.62. Porcentaje (%) de tejido conjuntivo por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica con tinción con azul de toluidina.....	175
Fig.6.63. Media de los porcentajes (%) de tejido conjuntivo.....	176
Fig.6.64. Porcentaje (%) de cerámica por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de luz visible.....	177
Fig.6.65. Porcentaje (%) de cerámica por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica de campo oscuro.....	177
Fig.6.66. Porcentaje (%) de cerámica por histomorfometría convencional mediante microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM).....	178
Fig.6.67. Porcentaje (%) de cerámica por histomorfometría convencional mediante microscopía óptica con tinción con azul de toluidina.....	178
Fig.6.68. Media de los porcentajes (%) de cerámica.....	179
Fig.6.69. Correlación entre las variables: BV/TV y Luz Visible %Hueso...	180

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.6.70. Correlación entre las variables: BV/TV y Campo Oscuro %Hueso.....	180
Fig.6.71. Correlación entre las variables: BV/TV y ESEM %Hueso.....	181
Fig.6.72. Correlación entre las variables: BV/TV y T. Histológica %Hueso.....	181
Fig.6.73. Correlación entre las variables: BV/TV y Media %Hueso.....	182
Fig.6.74. Microfotografías de las biopsias obtenidas por microscopía óptica de luz visible (x12,5), microscopía óptica de campo oscuro (x25) y tinción con azul de toluidina.	183
Fig.6.75. Microfotografías de las biopsias obtenidas por microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) (x40).....	192
Fig.6.76. Fusión de microfotografías de las biopsias obtenidas por microscopía electrónica de barrido de bajo vacío (ESEM) (x40).....	200
Fig.7.1. A. Planificación de la posición de implantes dentales mediante el programa NobelGuide™ a partir de las imágenes de TC de haz cónico en un paciente desdentado mandibular total. B. Corte sagital perpendicular al plano oclusal, en la que se visualiza la posición del implante planificado a nivel mandibular. Medición de la DOR axial a lo largo del eje mayor del implante en una distancia similar a la longitud de la biopsia obtenida.....	249
Fig.7.2. Planificación de la posición de un implante dental en la posición 33 mediante el programa NobelGuide™ a partir de las imágenes de TC de haz cónico en un paciente desdentado mandibular parcial. A. Vista general en 3D. B. Vista del implante en 3D. Medición de la DOR paraxial cortical y medular en las superficies de contacto hueso-implante mesial y distal.....	250
Fig.7.3. Corte sagital perpendicular al plano oclusal de imagen de TC de haz cónico procesada por el programa de planificación pre-operatoria NobelGuide™, en la que se visualiza la posición del	

implante planificado. Medición de la DOR paraxial cortical y medular en las superficies de contacto hueso-implante mesial (A) y distal (B)..... 251

Fig.7.4. Paciente de la biopsia 8. Visualización del maxilar superior mediante reconstrucción 3D de imágenes de TC de haz cónico, previo a la planificación de colocación de implantes dentales..... 254

Fig.7.5. Paciente de la biopsia 8. Plano de corte del hueso maxilar en la imagen 3D para la visualización de la sección de hueso maxilar sobre el que se planifica la colocación del implante dental..... 254

Fig.7.6. Paciente de la biopsia 8. Sección 3D en la posición del hueso maxilar sobre el que se planifica la colocación del implante dental..... 255

Fig.7.7. Imagen de TC de haz cónico de la paciente 6 (EVR) con férula radiológica baritada..... 256

Fig.7.8. Imagen panorámica obtenida por TC de haz cónico de la paciente 6 (EVR)..... 256

Fig.7.9. Paciente de la biopsia 6. Planificación preoperatoria de la posición y orientación de implantes dentales endoóseos en maxilar superior desdentado total, a partir de la reconstrucción 3D de las imágenes de TC de haz cónico.....259

Fig.7.10. Paciente de la biopsia 6. Detalle de la planificación preoperatoria de la colocación de implantes de la Fig.7.6.
A. Visualización 3D de la situación de los implantes dentales y su angulación mesiodistal. B. Visualización 3D de la situación de los implantes dentales y su orientación bucolingual.....260

Fig.7.11. Paciente de la biopsia 4. Planificación pre-operatoria de la colocación de dos implantes dentales endoóseos de a nivel mandibular....
260

Fig.7.12. Paciente de la biopsia 4. Planificación pre-operatoria de la colocación de dos implantes dentales endoóseos a nivel mandibular y diseño de la férula quirúrgica..... 261

Fig.7.13. Férulas estereolitográficas de maxilar superior (arriba) y mandíbula (abajo) elaborada a partir de la planificación preoperatoria de la colocación de implantes dentales endoóseos en paciente con edentulismo maxilar y mandibular totales.....	264
Fig.7.14. Paciente de la biopsia 17. Obtención de férula quirúrgica estereolitográfica para inserción de implantes en sector anterior mandibular desdentado parcial. Obtención de biopsia en uno de los sitios implantarios.....	265
Fig.7.15. Cirugía de colocación de implantes dentales mediante el uso de las férulas quirúrgicas estereolitográficas mucosoportada de maxilar superior (arriba) y mandíbula (abajo) en el caso de la figura 7.9.....	267
Fig.7.16. Ortopantomografía post-operatoria tras la colocación de implantes dentales con el uso de guía quirúrgica estereolitográfica en el paciente con edentulismo maxilomandibular total referido en las figuras 7.9 y 7.10.....	267
Fig.7.17. Paciente de la biopsia 2. Imágenes de la planificación pre-operatoria de la colocación de implantes dentales en el TC de haz cónico. Visualización de la calidad ósea de la sección de hueso alveolar del maxilar superior.....	270
Fig.7.18. Paciente de la biopsia 2. Obtención de los valores de DOR axial por medio de la obtención de valores medios en unidades NTC en esferas de 2 mm colocadas equidistantes a lo largo del eje mayor del implante planificado en la imagen de TC de haz cónico a nivel del maxilar superior.....	273
Fig.7.19. Paciente de la biopsia 4. Obtención de los valores de DOR paraxial mesial correspondientes con el implante en posición 42.....	275
Fig.7.20. Paciente de la biopsia 4. Obtención de los valores de DOR paraxial distal y mesial correspondientes con el implante mandibular en posición 42.....	276

Fig.7.21. Paciente de la biopsia 7. Obtención de los valores de DOR paraxial distal y mesial de un implante en maxilar superior.....	276
Fig.7.22. Paciente de la biopsia 4. Medición de la DOR a nivel de la cortical y medular en el sitio de colocación de implantes a nivel del sector anterior de la mandíbula.....	280
Fig.7.23. Paciente de la biopsia 15. Planificación de la colocación de implantes a nivel del maxilar superior.....	281
Fig.7.24. Paciente de la biopsia 7. Imágenes del Micro-TC y su comparación con las obtenidas del estudio histomorfométrico convencional mediante microscopio de luz visible, microscopio de campo oscuro, tinción con azul de toluidina y ESEM.....	314
Fig.7.25. Paciente de la biopsia 8. Imágenes del Micro-TC y su comparación con las obtenidas del estudio histomorfométrico convencional mediante microscopio de luz visible, microscopio de campo oscuro, tinción con azul de toluidina y ESEM.....	315
Fig.7.26. Biopsia del paciente 34. Planificación de la colocación de la colocación de implante dental endoóseo en mandíbula y medición de los valores de DOR axial y paraxiales mesial y distal.....	329

ÍNDICE DE TABLAS

	Página
Tabla 1.1. Modelos de TC de haz cónico disponibles en el mercado.....	24
Tabla 1.2. Ventajas e inconvenientes de la micro-TC.....	35
Tabla 1.3. Principales variables morfológicas que se pueden determinar mediante micro-TC en 2D y en 3D.....	36
Tabla 6.1. Datos demográficos y posición de los implantes dentales endoóseos en los huesos maxilares.....	208
Tabla 6.2. Longitud de las biopsias y valores de densidad radiológica media obtenidos por TC de haz cónico a nivel del eje axial y a nivel paraxial cortical y medial de los implantes dentales.....	209
Tabla 6.3. Estadística descriptiva.....	210
Tabla 6.4. Estadística descriptiva y analítica de las variables DOR axial, DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular para los 4 grupos: Grupo 1: sector anterior del maxilar superior, Grupo 2: sector posterior del maxilar superior; Grupo 3: sector anterior mandibular; Grupo 4: sector posterior mandibular.....	212
Tabla 6.5. Correlación entre variables: DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular.....	218
Tabla 6.6. Valores de estabilidad implantaria primaria y secundaria medidos mediante análisis de la frecuencia de resonancia (AFR) y tiempo transcurrido entre ambas mediciones (en semanas) en relación con las biopsias de hueso obtenidas del sitio de colocación de los implantes.....	219
Tabla 6.7. Correlación entre variables: DOR paraxial cortical y DOR paraxial medular con ISQ-0.....	220

Tabla 6.8. Valores de las variables obtenidas mediante análisis por Micro-TC en relación con cada una de las biopsias.....	221
Tabla 6.9. Correlación entre las variables del estudio: DOR axial, Fracción Volumétrica Ósea (BV/TV), Media %Hueso, Grosor Trabecular (Tb.Th), Separación Trabecular (Tb.Sp), Número Trabecular (Tb.N), Conectividad Inversa (Tb.Pf), Índice del Modelo Estructural (SMI), Grado de Anisotropía (DA), Dimensión Fractal (FD).....	223
Tabla 6.10. Porcentaje de hueso (%) de cada una de las biopsias analizadas mediante histomorfometría por medio de microscopía óptica de luz visible (bloque completo), microscopía óptica de campo oscuro (bloque completo), microscopio electrónico de barrido de baja energía (ESEM), y microscopía óptica con tinción de toluidina (cortes de 50 micras).....	230
Tabla 6.11. Porcentaje de tejido conjuntivo (%) de cada una de las biopsias analizadas mediante histomorfometría por medio de microscopía óptica de luz visible (bloque completo), microscopía óptica de campo oscuro (bloque completo), microscopio electrónico de barrido de baja energía (ESEM), y microscopía óptica con tinción de toluidina (cortes de 50 micras).....	231
Tabla 6.12. Porcentaje de cerámica (%) de cada una de las biopsias analizadas mediante histomorfometría por medio de microscopía óptica de luz visible (bloque completo), microscopía óptica de campo oscuro (bloque completo), microscopio electrónico de barrido de baja energía (ESEM), y microscopía óptica con tinción de toluidina (cortes de 50 micras).....	232
Tabla 6.13. Análisis de 10 biopsias óseas obtenidas del sitio de colocación de implantes dentales endoóseos mediante histomorfometría convencional con microscopía óptica de luz visible (bloque completo), microscopía óptica de campo oscuro (bloque completo), microscopio	

ÍNDICE DE TABLAS

electrónico de barrido de baja energía (ESEM), y microscopía óptica con tinción de toluidina (cortes de 50 micras).....	233
--	-----

Tabla 6.14. Correlación entre variables: BV/TV y parámetros histomorfométricos óseos (%HUESO) evaluado por diferentes técnicas microscópicas.....	236
--	-----

APÉNDICE

1. DATOS TÉCNICOS DEL MATERIAL UTILIZADO

Equipo de TC de haz cónico i-CAT®, Modelo 17-19.

Fabricante y titular del archivo técnico:

Imaging Sciences International LLC, 1910 North Penn Road, Hatfield, PA 19440, USA. Representante europeo: Guy Long, *Imaging Sciences International LLC*, Centro de Servicio de Europa Occidental, Corinium Industrial Estate, Raans Road, Amersham, Buckinghamshire HP6 6JL. Los fabricantes declaran que el equipo cumple con los requisitos aplicables a la Directiva del Comité de la Unión Europea concerniente a los Dispositivos Médicos 93/42/EEC y LFS 2003:11. El equipo de prueba utilizado para evaluar y calibrar el equipo i-CAT se calibra periódicamente de acuerdo con las normas de la compañía que provienen del Instituto Nacional de Estándares y Tecnología. El equipo también ha sido probado y/o evaluado y cumple con las siguientes normas o requisitos: UL 60601-1, CSA C22.2 No. 601,1, JIS Z4701, JIS Z4703, JIS T0601, IEC/EN 60601-1, IEC/EN 60601-1-1, IEC/EN 60601-1-2, IEC/EN 60601-1-3, IEC/EN 60601-1-4, IEC/EN 60601-2-32, IEC/EN 60825-1, CE-MDD 93/42/EEC, LVFS 2003:11, CMDCAS, ISO 10993-1:2003, ISO 14971:2000. El sistema de calidad de *Imaging Sciences International* ha sido evaluado y registrado según las normas ISO 13485:2003 e ISO 9001:2000. El sistema de calidad de *Imaging Sciences International, Inc.* cumple con los requisitos pertinentes de la Directiva del Comité de la Unión Europea concerniente a los Dispositivos Médicos 93/42/EEC y LFS 2003:11, de la Food and Drug Administration (FDA)

APÉNDICE

de los EE.UU, con las secciones pertinentes del Código de Reglamentos Federales 21, partes 800 a 1050, y con el Reglamento Canadiense para Dispositivos Médicos (CMDR), secciones 2 a 65.

Clase de equipo:

- Protección contra descargas eléctricas: Clase I.
- La parte aplicada tiene un grado de protección contra descargas eléctricas: Clase B.
- Emisiones radiadas: Clase B.
- CE-MDD 93/42/EEC: Clase IIb.
- Reglamento canadiense para Dispositivos Médicos (CMDR): Clase 2.
- FDA: Clase 2.

Equipo de microtomografía computarizada SkyScan 1172. Software Nrecon.

Microtomografía computarizada de alta resolución, el SkyScan 1172 (*SkyScan NV*, Aartselaar, Bélgica) 100 kV 1.3 MPixels. El equipo emplea un voltaje de 100 kV y una intensidad de corriente de 100 μ A. Se utiliza un paso de rotación de 0.4° (rotación total 180°), obteniendo dos imágenes por cada paso (“frame averaging” 2) y un tiempo de exposición de 450 ms. Se emplea una resolución nominal de 7.90 μ m (tamaño de pixel) de manera que se obtienen por cada muestra 90 imágenes de 1024 x 1280 píxeles. Las imágenes obtenidas del escaneado de la muestra se reconstruyen mediante la aplicación informática Nrecon (*SkyScan NV*, Aartselaar, Bélgica), que utiliza el algoritmo modificado

APÉNDICE

de Feldkamp (*Feldkamp y cols.*, 1986) para obtener los cortes transversales de la muestra. Se ha aplicado suavización de la imagen, corrección de artefactos en forma de anillo (“ring artifacts”) y compensación del endurecimiento de haz (“beam hardening”).

Fuente de rayos X

- Tamaño de punto < 5 μm , 20-100 kV, 0-250 μA (10 W máx.)

Detector de rayos X

- 1,3 Megapíxeles (1280x1024), 12 bit CCD digital con fibra óptica adaptada al escintilador (25 mm de campo de visión).
- Filtros de Al (Φ 0,5 mm y 1 mm) y Al + Cu (Φ 1 mm).
- Compensación automática de endurecimiento de haz “beam hardening”.

Programa de reconstrucción

- Máximo tamaño del objeto 20 mm de diámetro en modo estándar y 37 mm en doble tiempo.
- Reducción de “artefactos en anillo” (“ring artifacts”).
- Segmentación manual o automática de la imagen.
- Tiempo de reconstrucción: 6,8 segundos por sección transversal (máx. 0,20° por paso).
- Algoritmo de reconstrucción: “Cone-beam” volumétrico (algoritmo Fedkamp).

Programa de evaluación

- Apertura flexible de las imágenes generadas por el micro-TC.
- Rastreo del perfil de densidad y de las distintas secciones.
- Selección rápida, avanzada de distintos tipos de regiones de interés.
- Binarización con histograma linear/logarítmico.
- Determinación de variables morfológicas y densidades en 2D y 3D.
- Elaboración de informes de análisis en formato .txt o .htm.

Mediciones en 3D y 3D

Entre las variables que se pueden obtener con el equipo de micro-TC se encuentran áreas, perímetros, volúmenes, superficies, porosidad, momento de inercia, eccentricidad, grosores, número de objetos, separación entre objetos, conectividad, grado de anisotropía, dimensión fractal, etc.

Microscopio electrónico de barrido. Espectroscopia de Energía Dispersiva (EDS) y Mapping de Calcio.

Las muestras fueron montadas en resina epoxi fría EpoFix (una resina epoxi de catalización lenta, que cataliza a temperatura ambiente) y se curaron a temperatura ambiente en una cámara de vacío durante 48 horas. Los bloques así obtenidos fueron cuidadosamente pulidos, a mano con papel de carburo de silicona 500# hasta dejar al descubierto la parte media de la muestra.

APÉNDICE

Seguidamente, las secciones fueron cortadas con papeles de carburo de silicona 1200# y 2400# hasta lograr la planitud de la muestra (ausencia de rugosidad perceptible) con secciones de $50\pm 10\text{ }\mu\text{m}$. Los bloques fueron metalizados con una capa de oro por PVD y para la determinación de los elementos presentes se empleó un sistema de análisis de energías dispersadas (EDS) modelo INCA-300, acoplado a un microscopio electrónico de barrido JEOL JSM 5910-LV (JEOL USA, Inc., 11 Dearborn Rd. Peabody, MA 01960, USA).



Microscopio electrónico de barrido JSM-5910LV y detector EDS.

La contraparte del bloque se fijó a un porta de metacrilato (24 x 29 mm) con dos gotas de resina EpoFix y colocada al vacío. Después de 48 horas se seccionó el bloque con una cortadora de precisión Accutom y una hoja de óxido

de aluminio. La lámina restante (100-120 μm de grosor) se redujo de grosor con carburo de silicio y papeles progresivos, 500#, 1200# y 2400# hasta un grosor de 50 μm , momento en el que se procedió a su tinción histológica y observación al microscopio óptico.

Cortadora y esmeriladora Accutom-50.

- Es una cortadora y esmeriladora de sobremesa de precisión que puede realizar un corte preciso y libre de deformación.
- Equipada con oscilación o rotación de la muestra. Preselección de velocidad constante de corte en el rango de 0.005 – 3.00 mm/s.
- Velocidad variable de rotación del disco hasta 5.000 rpm, precisión de posicionamiento de 5 μm , y fuerza límite ajustable.
- Áreas de aplicación adicionales de la Accutom-50: corte precisos en serie de todos los materiales, esmerilado de lámina delgada y esmerilado en diferentes componentes.



Cortadora y esmeriladora Accutom-50.

Microfotografía digital

La evaluación histomorfométrica se realizó con el sistema de microfotografía digital de Nikon Kodak® Ltd, Rochester, NY, USA. Se realizó el análisis de las imágenes mediante dos programas de ordenador: Image-Pro AMS 5.1 (Media Cybernetics, Inc., Bethesda, USA) y Adobe Photoshop 7 portable (Adobe, San José, CA, USA). Se empleó Photoshop de forma manual para definir las áreas de estudio).

Fotografía clínica

Cámara fotográfica Canon EOS 400D® (Canon Inc., Shimomaruko, Ohta-Ku, Tokyo, Japón) con un macro de 100 mm Macro Ring Lite MR-14EX.